



Influence de trois produits de nettoyage prothétique sur l'état de surface d'une résine méthacrylique thermopolymérisée

Nadège Pavéc

► To cite this version:

Nadège Pavéc. Influence de trois produits de nettoyage prothétique sur l'état de surface d'une résine méthacrylique thermopolymérisée. Autre [q-bio.OT]. 2012. dumas-01110738

HAL Id: dumas-01110738

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01110738>

Submitted on 28 Jan 2015

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



université de bretagne
occidentale



THÈSE POUR L'OBTENTION DU DIPLOME D'ÉTAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

présentée par

Nadège PAVEC

Née le 05 mars 1985 à Quimper

Année : 2012

**INFLUENCE DE TROIS PRODUITS
DE NETTOYAGE PROTHETIQUE
SUR L'ETAT DE SURFACE D'UNE
RESINE METHACRYLIQUE
THERMOPOLYMERISEE**

Thèse soutenue le 12 décembre 2012

devant le jury composé de :

Monsieur le Professeur Gérard DERRIEN

Professeur des universités, Praticien Hospitalier, Brest

Président

Monsieur le Docteur Vincent JARDEL

Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier, Brest

Assesseur

Monsieur le Docteur Hervé FORAY

Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier, Brest

Assesseur

UNIVERSITÉ DE BRETAGNE OCCIDENTALE

=====

PRESIDENT

Monsieur Pascal OLIVARD

DIRECTEUR GENERAL DES SERVICES

Monsieur Stéphane CHARPENTIER

CORPS PROFESSORAL DE L'U.F.R. D'ODONTOLOGIE DE BREST

Année Universitaire 2011-2012

=====

DOYEN

Monsieur Alain ZERILLI

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

57-02 Chirurgie Buccale et Pathologique
57-03 Sciences Biologiques
58-02 Prothèse

Monsieur François PREDINE-HUG
Monsieur Jacques-Olivier PERS
Monsieur Gérard DERRIEN

MAITRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS

56-01 Pédodontie
56-01 Pédodontie
56-03 Prévention Epidémiologie
56-03 Prévention Epidémiologie
57-01 Parodontologie
57-02 Chirurgie Buccale et Pathologique
57-02 Chirurgie buccale et Pathologique
57-03 Sciences Biologiques
58-01 Odontologie Conservatrice
58-01 Odontologie Conservatrice
58-02 Prothèse
58-02 Prothèse
58-03 Sciences anatomiques et physiologiques,
occlusodontiques, biomatériaux,
biophysique et radiologie
58-03 Sciences anatomiques et physiologiques,
occlusodontiques, biomatériaux,
biophysique et radiologie

Monsieur Hervé FORAY
Madame Frédérique d'ARBONNEAU
Monsieur Alain ZERILLI
Monsieur Bertrand PIVER
Monsieur Guy LE TOUX (en disponibilité)
Madame Sylvie BOISRAMÉ-GASTRIN
Monsieur Michel LEGENS (en disponibilité)
Mademoiselle Laëticia LE POTTIER
Monsieur Reza ARBAB CHIRANI
Madame Valérie CHEVALIER-HERISSET
Monsieur Vincent JARDEL
Madame Elisabeth LEIZE-ZAL
Madame Céline BODERE

Monsieur Brice CHAUVEL

ASSISTANTS

57-01 Parodontologie
57-01 Parodontologie
57-02 Chirurgie Buccale et Pathologique
58-01 Odontologie Conservatrice
58-01 Odontologie Conservatrice
58-02 Prothèse
58-02 Prothèse

Mademoiselle Valérie NAGOT
Monsieur Jérémy SANTUCCI
Mademoiselle Julie LELIEVRE
Mademoiselle Emilie THIEBAUT
Monsieur Mathieu ARMBRUSTER
Monsieur Bassem HIJAZI
Monsieur Gabriel SCOLAN

ASSISTANTS ASSOCIES

57-03 Sciences Biologiques

Monsieur Pierre POCHARD

A Monsieur le Professeur Gérard DERRIEN

Docteur en Chirurgie Dentaire.

Docteur en Sciences Odontologiques.

Docteur d'Etat en Odontologie.

Praticien Hospitalier.

Vous nous faites l'honneur d'accepter la présidence de notre jury de thèse, et nous vous en sommes très reconnaissants.

Nous vous remercions pour la qualité de votre enseignement théorique et clinique, ainsi que votre bon sens.

Veuillez trouver ici le témoignage de notre profond respect.

A Monsieur le Docteur Vincent JARDEL

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur d'Université de Paris VII

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier

Qui nous a proposé ce sujet de thèse aussi intéressant qu'enrichissant.

Qui nous a permis de réaliser ce travail dans les meilleures conditions grâce à ses conseils et sa présence.

Votre dévouement et votre quête du travail parfait nous ont insufflé une rigueur et une qualité de soins.

Ces années passées à vos côtés nous ont transmis la passion pour la Prothèse.

Vous nous faites l'honneur d'accepter de siéger dans ce jury de thèse.

Veillez trouver ici, le témoignage de notre profond respect.

A Monsieur le Docteur Hervé FORAY

Docteur en Chirurgie Dentaire.

Praticien Hospitalier.

Maître de Conférences des Universités UFR d'odontologie de Brest.

Vous nous faites l'honneur d'être membre de ce jury de thèse.

Nous avons apprécié votre expérience, votre gentillesse, votre disponibilité tout au long de nos études ainsi que pour la qualité de votre enseignement théorique.

Veuillez trouver ici, l'expression de notre profond respect.

A Monsieur le Docteur Bassem HIJAZI

Docteur en Chirurgie Dentaire.

Assistant Hospitalo-Universitaire.

Vous nous faites l'honneur de siéger dans ce jury de thèse.

Nous avons apprécié votre gentillesse et votre soutien lors de ce travail de thèse.

Veillez trouver ici, le témoignage de notre sincère gratitude.

Je dédie cette thèse :

A ma mère, pour son soutien et son dévouement durant toutes mes études. Ses conseils tant dans ma vie personnelle que professionnelle me sont et me seront toujours très précieux. Tu es un modèle pour moi.

A mon père, pour son soutien et ses encouragements tout au long de mes études et par ta présence au quotidien.

A mon frère, pour son aide à l'élaboration de ce travail mais surtout parce que je suis heureuse d'être ta sœur pour tous ce que tu m'apportes au quotidien.

A Erell pour le bonheur que tu nous apportes d'ores et déjà et que tu nous apporteras dans le futur.

A Angel, la pièce manquante du puzzle.

A Julien pour ton soutien au cours de mes études et pour avoir réussi à me supporter tant d'années.

A ma famille : ma grand-mère, Tata Lise, tous mes oncles et tantes ainsi que mes cousins pour le bonheur d'être une famille nombreuse.

Au « gang des Donnard » car on rigole bien quand même quand on est tous réunis.

A mimi, pour son soutien et ses petits plats pendant mes remplacements.

A Claudie pour tous ces kilomètres parcourus pour me servir de « cobaye ».

A mes amis pour les bons moments passés et à venir.

A Anne-Sophie, pour ces P1 inoubliables.

A Raph et Kévin, mes binômes de choc.

A Anne-Christine, Fanny, Hélène, Laure et Vanessa, mes copines de promo.

A Anaïs, Alex, Christophe et Valérie pour votre aide à l'élaboration de ce travail ou vos compétences informatiques.

A Jérôme, Vincent et l'ensemble des enseignants de la Faculté pour m'avoir appris ce métier.

Au personnel de la faculté et du centre de soin, à Dédé pour votre aide au cours de mes études.

A Yoann Grall, pour m'avoir aidé dans la confection de mes échantillons nécessaire à l'étude.

Je dédie cette thèse à **Rosalie** et à **Alain** qui, où qu'ils se trouvent doivent être fiers de moi.

Je certifie sur l'honneur ne pas avoir repris pour mon propre compte des propos,
des citations, des illustrations déjà publiées.

BREST, le

PAVEC Nadège

Signature

**L'INFLUENCE DE TROIS PRODUITS DE NETTOYAGE
PROTHETIQUE SUR L'ETAT DE SURFACE D'UNE RESINE
METHACRYLIQUE**

PLAN

INTRODUCTION	16
1. PREMIERE PARTIE : ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE	17
1.1 PRESENTATION DES RESINES METHACRYLIQUES	17
1.1.1. Historique	17
1.1.2. Définition	18
1.1.3. Classification	18
1.1.4. Composition	19
1.1.4.1. Le liquide	19
1.1.4.2. La poudre	20
1.1.5. Polymérisation	21
1.1.5.1. Principe de polymérisation	21
1.1.5.2. Variations de volume au cours de la thermopolymérisation	24
1.1.5.3. Le monomère résiduel	26
1.1.6. Structure des polyméthacrylates de methyles	27
1.1.6.1. Structure moléculaire des résines méthacryliques	27
1.1.6.2. Porosités	29
1.1.6.3. Craquelures de surface	29
1.1.6.4. Comportements hydriques	30
1.1.7. Propriétés mécaniques et physiques	31
1.1.7.1. Propriétés mécaniques	31

1.1.7.2. Propriétés thermiques	32
1.1.7.3. Propriétés optiques	33
1.1.8. Propriétés chimiques	33
1.1.9. Propriétés biologiques	34
1.1.9.1. Les allergies	34
1.1.9.2. Toxicité	34
1.1.9.3. Odeur et goût	34
1.1.10. Adhésion de la plaque microbienne sur la résine	34
1.1.10.1. La plaque microbienne prothétique	35
1.1.10.2. Colonisation microbienne de la résine	35
1.1.10.3. Mécanisme de l'adhésion microbienne sur la résine	36
1.1.10.4. Chronologie du développement de la plaque microbienne prothétique	37
1.1.10.5. Répercussions de la colonisation microbienne de la résine	38
1.1.10.5.1. Au niveau muqueux : pathologies sous-prothétiques	38
1.1.10.5.2. Au niveau prothétique : altérations de la résine	38
1.2. HYGIENE PROTHETIQUE	41
1.2.1. Méthode d'hygiène	41
1.2.1.1. Procédés mécaniques	41
1.2.1.1.1. Le brossage	41
1.2.1.1.2. Les pâtes et poudres abrasives	42
1.2.1.1.3. Les appareils à ultra-sons	42
1.2.1.1.4. Désinfection par irradiation à micro-ondes	43
1.2.1.2. Procédés chimiques	44
1.2.1.2.1. Les préparations à bases d'enzymes	44
1.2.1.2.2. Les agents désinfectants	45
1.2.1.2.3. La Chlorhexidine	45
1.2.1.2.4. Les préparations commerciales	45

2.1.2.	Caractérisation de surface	67
2.2.	MATERIELS	68
2.2.1.	Matériaux utilisés	68
2.2.1.1.	Cire à modeler	68
2.2.1.2.	Plâtre	68
2.2.1.3.	Résine méthacrylique thermopolymérisable	68
2.2.1.3.1.	Classification	68
2.2.1.3.2.	Composition	68
2.2.1.3.3.	Système d'injection SR IVOCAP®	69
2.2.1.3.4.	Echantillon en résine	69
2.2.2.	Matériels utilisés pour la réalisation des échantillons en résine	70
2.2.2.1.	Au cours de l'étape de réalisation des maquettes en cire des échantillons	70
2.2.2.2.	Au cours de l'étape de réalisation des échantillons en résine	70
2.2.3.	Matériels utilisés lors du protocole expérimental	71
2.3.	METHODE	74
2.3.1.	Préparation des échantillons en résine	74
2.3.1.1.	Réalisation des maquettes en cire des échantillons	74
2.3.1.2.	Mise en moufle des maquettes en cire	74
2.3.1.3.	Ebouillantage du moufle	75
2.3.1.4.	Isolation des deux moitiés du moufle	75
2.3.1.5.	La résine méthacrylique SR IVOCAP®	75
2.3.1.6.	Thermopolymérisation	75
2.3.1.7.	Démouflage et finition	76
2.3.1.8.	Mesures et sélections des échantillons	77
2.3.1.9.	Immersion	79
2.3.2.	Protocole expérimental	80
2.3.3.	Etude de l'état de surface des résines méthacryliques SR IVOCAP®	82
2.3.3.1.	Etude de l'énergie de surface : mesures de l'angle de contact	82

2.3.3.1.1. Description de l'appareil de mesure de l'angle de contact	82
2.3.3.1.2. Déroulement des mesures	83
2.3.3.2. Analyse de surface en microscopie électronique à balayage	85
2.4. RESULTATS	86
2.4.1. Mesures de l'angle de contact et calculs du potentiel d'adhésion	86
2.4.1.1. Résultats à J0	88
2.4.1.2. Résultats à 2 semaines	89
2.4.1.3. Résultats à 4 semaines	90
2.4.1.4. Résultats à 6 semaines	91
2.4.1.5. Résultats à 8 semaines	92
2.4.1.6. Résultats à 10 semaines	93
2.4.1.7. Résultats à 12 semaines (3 mois)	94
2.4.1.8. Evolution de l'angle de contact au cours des 12 semaines	95
2.4.1.9. Evolution du potentiel d'adhésion au cours des 12 semaines	96
2.4.2. Analyse de surface au microscope électronique à balayage	99
2.4.2.1. Etat de surface d'échantillons du lot 1 (lot témoin) à 12 semaines	99
2.4.2.2. Etat de surface d'échantillons du lot 2 (lot STERADENT®) à 12 semaines	100
2.4.2.3. Etat de surface d'échantillons du lot 3 (lot POLIDENT COREGA®) à 12 semaines	101
2.4.2.4. Etat de surface d'échantillons du lot 4 (lot FITTYDENT®) à 12 semaines	102
2.5. DISCUSSION	103
2.5.1. Analyse statistique des résultats de la première étude	103
2.5.2. Interprétation des résultats	104
CONCLUSION	106
REFERENCES BIBLIOGRAPHIES	108

INTRODUCTION

Malgré l'évolution de l'implantologie, la prothèse amovible reste encore une solution de choix pour le rétablissement prothétique de nombreux patients. Elle est notamment une solution de choix au sein de la population gériatrique qui possède un édentement important et des pathologies buccales associées. Cette population est actuellement la plus concernée par ce type de prothèse amovible, qu'elle soit partielle ou complète. De plus, du fait du vieillissement de la population dans les pays développés, ce groupe d'âge représentera bientôt la moitié de la population totale.

A l'heure actuelle, il est donc important de développer la gérontologie et d'éduquer les patients à une hygiène bucco-dentaire adaptée. En effet, les modifications physiologiques inhérentes à l'âge portent en particulier sur l'écosystème buccal. La diminution des sensations gustatives, l'hyposalie, l'alimentation sucrée participent à un environnement favorable au développement bactérien.

Le chirurgien-dentiste se doit d'éduquer son patient à une hygiène bucco-dentaire adaptée au port de prothèse. Il s'agit d'une population spécifique ayant souvent des difficultés physiques à la réalisation des actes d'hygiène adaptés. C'est pourquoi lors de la consultation, le chirurgien-dentiste doit adapter ses conseils à l'âge du patient, les répéter si nécessaire pour s'assurer de la bonne compréhension et l'informer des risques inhérents à l'utilisation de produits non adaptés au nettoyage de leurs prothèses.

Les prothèses amovibles partielles ou totales sont réalisées en résine méthacryliques. C'est le matériau qui possède actuellement le plus d'avantages mais il présente également des inconvénients. L'inconvénient principal est notamment sa porosité qui entraîne une colonisation bactérienne au fil des ans.

Dans un premier temps, nous avons effectué une recherche bibliographique sur les résines méthacryliques ainsi que sur l'hygiène prothétique. Après avoir présenté les caractéristiques des résines méthacryliques, nous avons abordé les phénomènes d'adhésion et de colonisation microbienne au sein de ce matériau. Par la suite, nous avons exposé les différentes méthodes d'hygiène prothétique et décrit trois produits de nettoyage prothétique fréquemment utilisés par les patients. Ce sont trois peroxydes alcalins : STERADENT®, POLIDENT COREGA® et FITTYDENT®.

Dans un second temps, nous avons réalisé une étude expérimentale afin de comparer l'influence de ces trois peroxydes alcalins sur l'état de surface d'une résine méthacrylique par rapport à celle de l'eau distillée. L'évolution de l'état de surface a été appréciée par la méthode de la goutte d'eau ainsi que par une étude optique au microscope électronique à balayage.

1. PREMIERE PARTIE : ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE

1.1. PRESENTATION DES RESINES METHACRYLIQUES

1.1.1. Historique

En 1840, Ch GOODYEAR invente le matériau qui va dominer toute la prothèse adjointe du XIX siècle : le caoutchouc vulcanisé ou vulcanite, par incorporation de soufre pour durcir le caoutchouc. Ce caoutchouc durci porte le nom d'ébonite en 1851 puis celui de vulcanite à partir de 1855. N GOODYEAR et CS PATMAN vont alors construire un vulcanisateur à l'usage des dentistes et, dès 1858, près de 300 dentistes américains vont utiliser ce vulcanite pour la réalisation de leurs prothèses. En France, NINCK fabriqua les premiers dentiers en caoutchouc vulcanisé dès 1854 (DECHAUME, 1977).

1935 marque l'arrivée des premières résines synthétiques. Certaines sont thermodurcissables d'autres thermoplastiques. Parmi les résines thermoplastiques, les résines vinyliques sont les premières à faire leur apparition puis les résines vinylo-acryliques et enfin les résines acryliques mises au point par KULSER en 1937 (DECHAUME, 1977).

W WRIGHT publie à cette même période ses résultats cliniques obtenus à partir des bases en résine méthacrylique. Ce matériau est très vite adopté par tous et devient en seulement quelques années d'existence le matériau le plus utilisé pour la réalisation des prothèses adjointes totales (VIDAL et ALBOUY, 1987).

L'attrait de la résine méthacrylique par rapport à la vulcanite s'explique notamment par le fait qu'elle n'en présente pas les inconvénients, comme son odeur désagréable de soufre et par le fait qu'elle soit une résine esthétique.

De plus ses qualités physiques sont supérieures et sa mise en œuvre plus simple et plus sûre (VIDAL et ALBOUY, 1987).

1.1.2. Définition

Les résines méthacryliques sont actuellement les résines les plus utilisées en prothèse amovible.

Il s'agit de matériaux synthétiques macro-moléculaires issus de l'industrie pétrolière et appartenant à la famille des matériaux plastiques (OGOLNIK et Coll., 1992).

Le composant principal des résines méthacryliques est le polyméthacrylate de méthyle ou PMMA.

Le PMMA est utilisé dans l'industrie pour ses nombreuses qualités. L'une des formes les plus connues du PMMA est le plexiglas®. En odontologie le PMMA n'est pas utilisé à l'état pur.

Le PMMA est une molécule géante constituée d'un enchainement d'unités élémentaires, appelées monomères. Le polyméthacrylate de méthyle est formé par la polymérisation des monomères de méthacrylate de méthyle ou MMA (LEINFELDER et LEMONS, 1988).

1.1.3. Classification

Les résines méthacryliques sont des résines synthétiques macro-moléculaires dont le méthacrylate de méthyle en est le composant principal. Ce PMMA est le plus souvent copolymérisé avec d'autres polymères ce qui permet d'améliorer ses propriétés mécaniques.

Il existe 2 classes de résine méthacryliques selon que leur polymérisation soit induite par la chaleur ou par un agent chimique :

- Les résines dites **thermopolymérisables**, ce sont des résines qui «durcissent par la chaleur».
- Les résines **chémpolymérisables**, ce sont des résines «autodurcissantes » ou « durcissantes à froid » ou « autodurcissantes » (BURDAIRON, 1990).

Dans notre expérimentation clinique, nous utiliserons des échantillons de résine thermopolymérisable c'est-à-dire dont la polymérisation est induite par une élévation de température.

Du fait de leur nature hétérogène et complexe, la mise en place d'un système rigoureux de classification des résines s'avère difficile.

Il existe de nombreuses classifications des résines, établies selon certains critères tels que les comportements thermiques ou leur appartenance à une famille de polymères.

Nous citerons, comme exemple de classification, celle admise par la norme internationale (NF EN ISO 1567 : 1995) :

« Les polymères pour bases de prothèse dentaire couverts par la présente norme internationale sont de types et de classe suivants :

- **Type 1 : polymères à mettre en forme à chaud :**
 - Classe1= poudre et liquide.
 - Classe2= plaque plastique.
- **Type 2 : polymères autopolymérisés :**
 - Classe 1= poudre et liquide.
 - Classe 2= poudre et liquide de résine du type à couler.
- **Type 3 : « masse ou poudre thermoplastique. »**

1.1.4. Composition

Les résines méthacryliques thermopolymérisables se présentent commercialement sous la forme d'un liquide et d'une poudre devant être mélangés au moment de leur utilisation.

1.1.4.1. Le Liquide

Selon OGOLNIK et Coll., (1992), le liquide est constitué :

- Essentiellement **de monomère**, le méthacrylate de méthyle.
- **D'un agent de réticulation** qui permet la formation d'un réseau tridimensionnel du fait qu'il possède deux liaisons polymérisables (polymère annulaire ou cross linked) : le divinyl benzène ou le glycol diméthacrylate.

- **D'un inhibiteur de polymérisation**, permettant d'éviter une polymérisation spontanée par l'oxygène, la lumière ou la chaleur : hydroquinone ou pyrogallol, à raison de 1% au maximum.

1.1.4.2. La poudre

Sa composition est beaucoup plus variable que celle du monomère et diffère selon la firme qui la commercialise.

La poudre, de couleur rosâtre est constituée (OGOLNIK et Coll., 1992) :

- **Du prépolymère**, le polyméthacrylate de méthyle, qu'on retrouve le plus souvent copolymérisé avec 5% d'acrylate d'éthyle afin d'améliorer sa solubilité dans le monomère (SKINNER et PHILLIPS, 1991).

Il s'agit d'un polymère utilisé dans le but de permettre une polymérisation ultérieure par addition de monomère (DESAUTELS, 1982).

Le polyméthacrylate de méthyle se présente sous forme de sphérules et est obtenu par la technique de polymérisation en suspension, c'est-à-dire par agitation vigoureuse dans un milieu non polymérisable (eau et savon ou talc et gélatine).

- **D'un initiateur de polymérisation**, qui, sous l'effet de la chaleur (pour les résines thermopolymérisables) va induire la formation de radicaux libres par coupure.

Il s'agit le plus souvent du peroxyde de benzoyle. Dans certains cas, on utilise aussi le tri-N-butyl-borane.

L'initiateur de polymérisation ne se retrouve pas dans la formule du produit fini, ce n'est donc pas un catalyseur.

- **Un plastifiant** : le dibutyl-phtalate.

Il a plusieurs fonctions :

- Modifier les propriétés du produit fini : flexibilité et extensibilité.
- Modifier les propriétés de mise en œuvre du polymère par diminution de la température de mise en œuvre, par diminution du temps de ramollissement et par accélération de la dissolution du polymère dans le monomère.

Selon OGOLNIK et Coll. (1992), un plastifiant doit présenter plusieurs qualités :

- Il doit être compatible avec la résine.
- Il ne doit pas être volatil.

- Il ne doit pas être extractible par les liquides en contact avec la masse plastifiée.

En conclusion, on peut donc dire que les effets des plastifiants s'opposent à ceux des agents de réticulation.

La proportion en poids du plastifiant, doit être inférieure à 8% sous peine de modification sensible des propriétés de la résine et en particulier de sa stabilité en bouche (BURDAIRON, 1990).

- **Des pigments colorants** : ce sont des sulfures ou des oxydes divers qui sont introduits dans les sphérules des prépolymères proprement dites ou après polymérisation des sphérules.

Leur rôle est de ressembler à la muqueuse buccale.

- **Des opacifiants** : oxyde de zinc ou dioxyde de titane permettant d'opacifier le polyméthacrylate de méthyle qui, à l'état pur, est transparent.
- **Des charges de fil de Nylon rouge** sont retrouvées dans certaines résines. Leur rôle est de simuler les capillaires gingivaux.
- **Des traces de talc et de gélatine** représentent les résidus d'émulsion utilisés pour la préparation du polymère en suspension.

1.1.5. Polymérisation

1.1.5.1. Principe de polymérisation

Le durcissement du matériau est dû à la formation du copolymère méthacrylique résultant de l'ouverture de la double liaison des comonomères. Pour que la réaction se fasse, les molécules doivent être activées par apport d'énergie, qui doit être suffisante pour briser la double liaison. Dans le cas des résines thermopolymérisables, la polymérisation est activée par de l'énergie thermique.

La théorie de la polymérisation a été développée par CHRISTIANSEN et SEMENOFF et reprise par OGOLNIK et Coll. (1992) (figure 1.1).

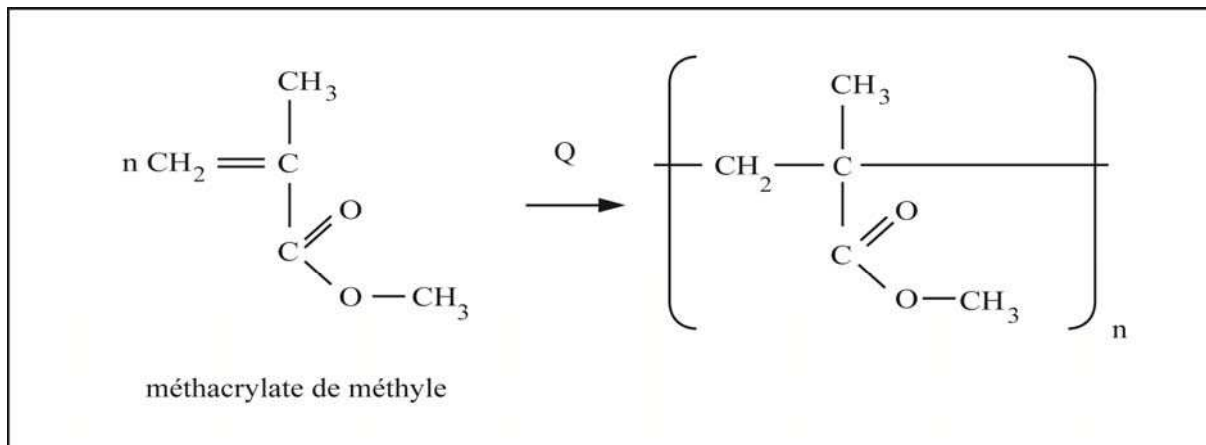


Figure 1.1. Obtention du polyméthacrylate de méthyle par thermopolymérisation. (OGOLNIK et Coll.,1992)

La thermopolymérisation se déroule en trois étapes :

- **Première étape : initiation ou amorçage**

L'énergie thermique (Q) va entraîner la dissociation des molécules de peroxyde de benzoyle qui vont donner les espèces activées : carboxyle de benzoyle (figure 1.2). Ces molécules vont réagir avec les molécules de méthacrylate de méthyle et ouvrir les doubles liaisons. Les molécules de méthacrylate de méthyle sont donc activées (figure 1.3).

Le stade d'initiation sera d'autant plus court que la température sera plus élevée.

L'initiateur n'est pas un catalyseur, il n'est pas intact après la réaction, il est incorporé dans la macromolécule de méthacrylate de méthyle.

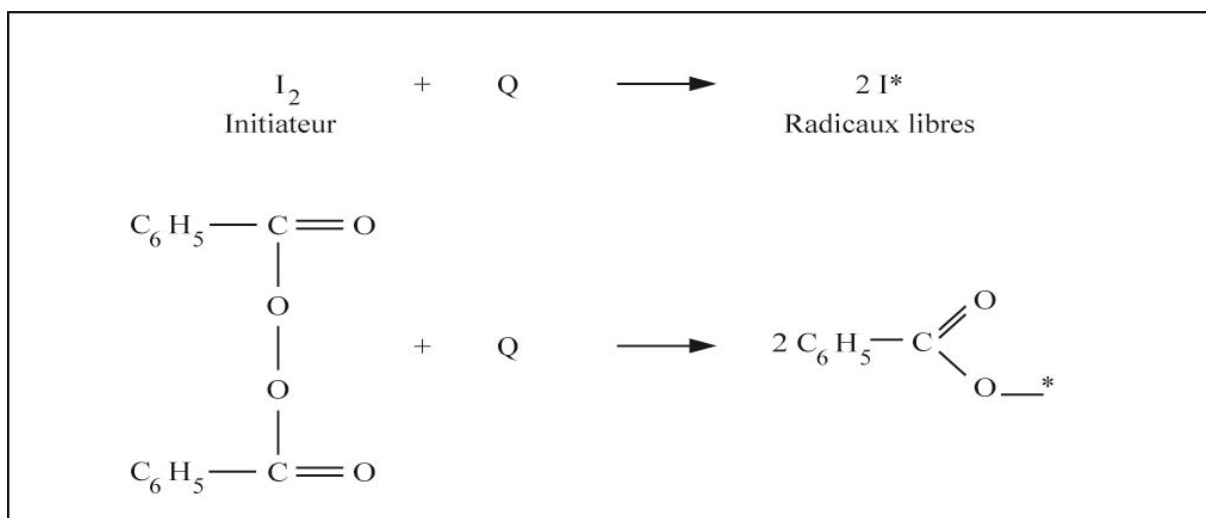


Figure 1.2. Dissociation du peroxyde de benzoyle. (OGOLNIK et Coll.,1992)

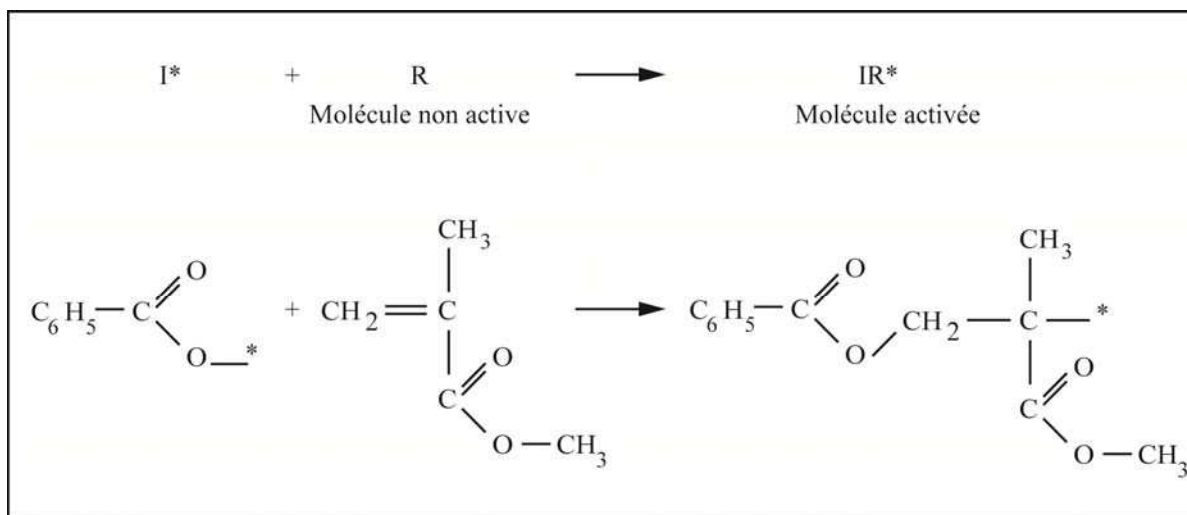


Figure 1.3. Formation d'une chaîne activée. (OGOLNIK et Coll.,1992)

- Deuxième étape : propagation

L'addition répétée de molécules de monomères les unes aux autres constitue la propagation.

Chaque molécule de méthacrylate de méthyle activée constitue un centre propagateur entraînant l'ouverture d'autres doubles liaisons : la chaîne croît de façon continue et le radical libre est transféré à l'extrémité de la nouvelle unité de monomère récemment ajoutée (figure 1.4).

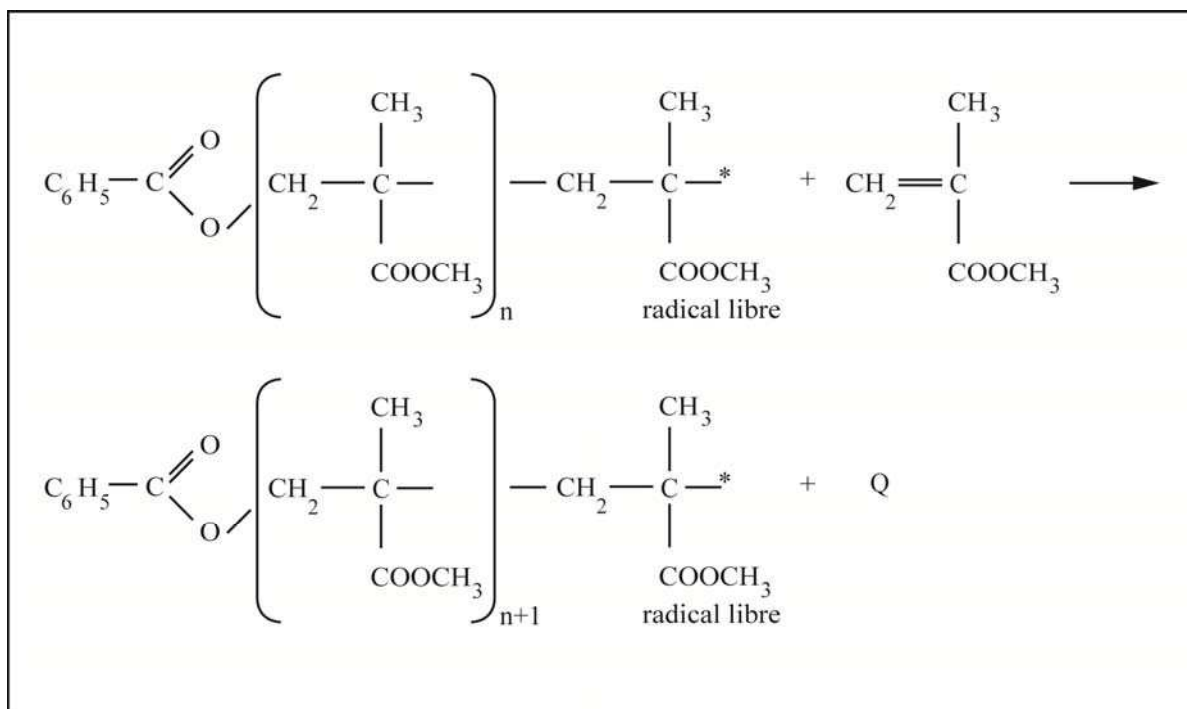


Figure 1.4. Croissance d'une chaîne activée. (OGOLNIK et Coll.,1992)

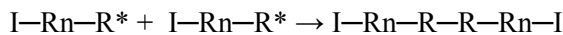
Il s'agit d'une réaction exothermique qui va pouvoir s'auto-entretenir. La vitesse de la propagation va être influencée par la température. Plus la température sera élevée, plus la vitesse de propagation sera rapide mais, dans certaines limites, car une température trop élevée entraînera une dépolymérisation (BURDAIRON, 1990).

La disparition totale du monomère par incorporation au polymère devrait clôturer la propagation mais parallèlement à la propagation se produisent les phénomènes de terminaison et de transfert.

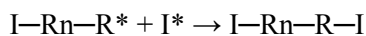
- **Troisième étape : terminaison (OGOLNIK et Coll., 1992)**

Le processus de fin de réaction est variable :

1. Combinaison par leur extrémité radicalaire de deux chaînes en croissance :



2. Fixation sur l'extrémité radicalaire d'un fragment initiateur :



3. Saturation par un hydrogène (H⁺) par dismutation de l'extrémité radicalaire. Un nouveau site radicalaire se forme au niveau d'un des deux radicaux méthyles du méthacrylate, ce qui va entraîner l'arrêt de la chaîne du fait d'une réticulation dans les trois plans.

1.1.5.2. Variation de volume au cours de la thermopolymérisation

Ces variations de volume au cours d'un cycle de polymérisation sont complexes, elles ont été étudiées par BURDAIRON (1990), OGOLNIK et Coll. (1992).

On distingue trois phases successives :

- *Une dilatation thermique*

Cette dilatation intervient durant la phase d'initiation de la polymérisation. Elle est due au passage de la température de 20°C à 60°C et au caractère exothermique de la réaction.

Cette dilatation thermique se produit au niveau des parois du moule entraînant des contraintes, qui peuvent amoindrir la résistance mécanique future de la résine ou créer des déformations.

- *Une contraction de polymérisation*

La contraction de polymérisation a lieu au cours de la phase de propagation de la polymérisation.

Elle est due au méthacrylate de méthyle dont le volume diminue de 21% en polymérisant. Cette contraction de polymérisation sera donc d'autant plus importante que la proportion du monomère est importante dans le mélange. La pâte, formée par le mélange de la poudre et du liquide, contenant généralement 25% en volume de monomère, la contraction en volume devrait donc être de 5%, soit une contraction linéaire de 1,7%. En fait, les valeurs réelles sont bien plus faibles et la contraction linéaire située entre 0,2 et 0,5%.

En pratique, cette contraction de polymérisation est compensée d'une part par la dilatation thermique et d'autre part par l'adhérence aux parois du moule (BURDAIRON, 1990).

- *Une contraction thermique*

Au stade de coupure de la polymérisation, il se produit un refroidissement de la résine jusqu'à la température ambiante, ce qui entraîne une contraction thermique. Cette contraction est également due au différentiel des coefficients de dilatation thermique, à température de polymérisation et à température ambiante : ce coefficient étant plus élevé à haute température.

Cette contraction est limitée par l'adhérence aux parois du moule, ce qui peut entraîner une certaine déformation des pièces en résine.

En conclusion, la contraction finale est de 0,40% à 0,50% sans que l'on puisse savoir la part revenant à la contraction de polymérisation ayant lieu durant la phase de propagation et la contraction thermique ayant cours durant la phase de coupure.

De plus, des erreurs opérateur-dépendantes peuvent également entraîner des variations dimensionnelles comme le non-respect du rapport liquide-poudre donné par le fabricant ou la présence d'impuretés, dus à l'utilisation de moufles mal nettoyés ou mal séchés ou encore, des moulages mal séchés (MARIANI et Coll., 1978).

Dans la partie expérimentale de notre étude, nous remarquerons une inhomogénéité dans les dimensions de nos échantillons. Ces variations dimensionnelles peuvent en partie les expliquer.

1.1.5.3. Le monomère résiduel

1.1.5.3.1. Définition

La réaction de polymérisation de la résine n'est pas une réaction complète : il reste toujours une quantité de monomère de méthacrylate de méthyle qui ne réagit pas avec le polymère. Après la fin de la polymérisation, il va persister du monomère à l'intérieur de la résine, c'est le monomère résiduel.

Le monomère résiduel diminue les propriétés mécaniques de la résine en jouant le rôle de plastifiant. De plus le méthacrylate de méthyle est un composé toxique qui provoque des réactions tissulaires lorsqu'il s'échappe de la résine, il est donc nécessaire de chercher à diminuer au maximum sa présence de la résine polyméthacrylate de méthyle thermopolymérisée.

On évalue classiquement cette quantité en terme de proportion, exprimée en pourcentage, que l'on nomme le taux de monomère résiduel.

Ce taux est variable d'un individu à l'autre mais on considère généralement que le taux tolérable pour les tissus est de 0,45% (DOGAN et Coll., 1995).

1.1.5.3.2. Facteurs favorisant la présence de monomère résiduel

- Le temps de cuisson

Il existe un lien entre le taux de monomère résiduel et le temps de cuisson : plus le temps de cuisson est important, plus le taux de monomère résiduel sera faible. Ceci est dû au fait que plus le temps de cuisson est important, plus la réaction de polymérisation sera complète et donc plus le taux de monomère résiduel sera faible (DOGAN et Coll., 1995).

D'après l'étude de DOGAN et Coll. (1995), le temps de cuisson doit être supérieur à 50 minutes pour que le taux de monomère résiduel soit tolérable par les tissus, c'est-à-dire inférieur ou égal à 0,45%.

- La température de cuisson

L'initiation de la réaction de thermopolymérisation s'effectue par la décomposition du peroxyde de benzoyle sous une température de 60°C. Si la température de polymérisation se rapproche de 100°C, le point d'ébullition du méthacrylate de méthyle est atteint ($t^{\circ}_{eb}=100,8^{\circ}\text{C}$ d'après LEJOYEUX(1978), SKINNER et PHILLIPS (1991), DOGAN et Coll. (1995)). Le méthacrylate de méthyle se transforme alors en vapeur et se retrouve piégé dans la matrice.

Cette vaporisation entraîne également la formation de bulles, créant à l'intérieur de la matrice, des manques qui vont accroître la porosité et être à l'origine de tensions internes. Ces formations gazeuses sont également favorisées par le caractère exothermique de la réaction elle-même.

Les études de DESAUTELS et Coll. (1982) et BURDAIRON (1990) ont montré que lors du stade terminal du cycle de cuisson de la résine, le fait de porter la température à 100°C permet d'éliminer en grande partie le monomère résiduel. Selon BURDAIRON (1990), à 70°C, il faut 168 heures pour que le monomère résiduel disparaisse presque totalement alors qu'à 100°C, une heure suffit.

1.1.5.3.3. Elimination du monomère résiduel

HONOREZ et Coll. (1989) et NEPPELENBROEK et Coll. (2005) recommandent de laisser la résine polymérisée dans de l'eau distillée pendant plusieurs heures afin de permettre la libération du monomère résiduel.

1.1.6. Structure des polyméthacrylates de méthyles

1.1.6.1 Structure moléculaire des résines méthacryliques

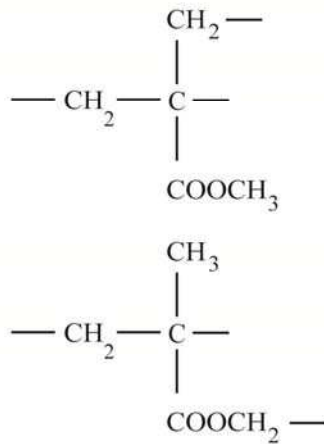
Le polyméthacrylate de méthyle se présente sous forme d'une masse entremêlée de chaînes macro-moléculaires, caractéristiques des polymérisations radicalaires, et pouvant atteindre 1,60 m de longueur. Il s'agit d'un copolymère.

Les résines copolymères résultent de la réticulation simultanée, sous forme de chaînes indépendantes ou mixtes, de deux ou plusieurs polymères. On utilise le plus souvent :

- Le chlorure de vinyle : $\text{Cl}-\text{CH}=\text{CH}_2$.
- L'acétate de vinyle : $\text{CH}_3-\text{COO}-\text{CH}=\text{CH}_2$.
- L'acrylate d'éthyle : $\text{CH}_2=\text{CH}-\text{COO}-\text{C}_2\text{H}_5$ qui par suite de sa solubilité dans le polyméthacrylate de méthyle, raccourcit le temps de formation de la pâte.

Lors de la polymérisation, selon l'ouverture des liaisons au niveau des radicaux méthyles CH_3 , par dismutation d'un hydrogène, on observe la formation d'un réseau tridimensionnel plus ou moins lâche (OGOLNIK, 1992) (figure 1.5).

1. Ouverture des liaisons au niveau des radicaux méthyles CH_3 qui se transforment en CH_2 par dismutation



2. Ouverture simultanée des liaisons au niveau des deux radicaux méthyles CH_3

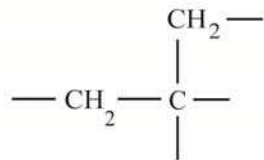


Figure 1.5. Formation d'un réseau tridimensionnel par ouverture des liaisons.
(OGOLNIK et Coll., 1992)

En plus de ces liaisons inter-chaînes d'origine chimique, il existe des liaisons d'origine physique, faciles à rompre par élévation de la température. En effet, toutes les résines synthétiques présentent ce qu'on appelle une température de transition vitreuse à laquelle elles se ramollissent et évoluent vers un état amorphe.

Un réseau tri-dimensionnel beaucoup plus serré, se présentant sous la forme d'une structure annulaire ou cross-linked, permet d'augmenter la résistance mécanique, la résistance chimique et la résistance aux contraintes thermiques. Il est obtenu grâce à l'effet d'agents de réticulations à deux doubles liaisons : le glycol diméthacrylate ou de divinyl-benzène (OGOLNIK, 1992).

La copolymérisation est un procédé qui permet de modifier et d'améliorer certaines propriétés, particulièrement la température de ramollissement et la résistance mécanique.

Ces polymères dits statistiques présentent des propriétés intermédiaires avec les polymères de base. Leur résistance mécanique ainsi que leur stabilité volumique se trouvent améliorées mais leurs performances n'équivalent pas celles des copolymères stéréo-réguliers.

1.1.6.2. Porosités

Les résines polyméthacrylates de méthyle présentent souvent des bulles visibles macroscopiquement de formes et de dimensions variées. Cette porosité peut être due à différentes causes mais dont l'origine est presque toujours liée à des fautes de technique.

D'après la classification établie par BURDAIRON (1990), on distingue :

- Des bulles de forme *sphérique, petites, au sein de la résine*. Cette porosité interne est le résultat d'un chauffage trop rapide de la pâte ayant entraîné une élévation de la température au-dessus de 100°C et par suite l'ébullition du monomère qui forme de petites bulles sphériques de vapeur. Ce phénomène ne se produit qu'en profondeur car en surface, l'évacuation de la chaleur est suffisamment rapide pour que la température d'ébullition du monomère ne soit pas atteinte.
- Des bulles de forme *quelconque, petites, très nombreuses*, présentes dans toute la masse de la résine, lui donnant alors un aspect décoloré. Cette porosité est due à un remplissage incomplet du moufle (pression insuffisante dans le moulage par compression).
- Des bulles de forme *quelconque, grandes*, dans toute la masse de la résine. Cette porosité est liée à un problème d'homogénéité de la pâte, soit par mauvaise répartition du monomère, soit par trop grande variation du poids moléculaire du polymère ; cette non-homogénéité entraîne, lors du durcissement, des variations volumétriques différentes selon les régions, d'où les bulles observées.
-

1.1.6.3. Craquelures de surfaces (MONSENEGO, 1987)

Selon MONSENEGO (1987), ce sont des micro-craquelures de la masse de la résine formant de petites fentes allant du domaine microscopique jusqu'à être visibles à l'œil nu. Ces défauts apparaissent nettement au niveau des résines non pigmentées alors qu'ils sont en partie masqués par la couleur rose de la résine habituellement utilisée en prothèse amovible.

Ces craquelures sont produites par des forces incontrôlées lors de la libération des contraintes pendant la contraction de la polymérisation et pendant le refroidissement de la base.

Ces fêlures apparaissent souvent après que la prothèse ait été immergée dans l'eau et pourraient donc être révélées par l'adsorption du liquide. Ces défauts produisent une véritable rupture des chaînes de polymère, qui affectent toute la surface prothétique.

1.1.6.4. Comportement hydrique

1.1.6.4.1. Sorption d'eau

D'après OGOLNIK (1992), la sorption d'eau ne doit pas dépasser 0,7 mg/cm², (mesurée sur un disque de 50mm de diamètre et de 0,5 mm d'épaisseur) suivant les normes de l'A.D.A.

MONSENEGO (1987) ainsi que OGOLNIK et Coll. (1992) décrivent la sorption d'eau comme un phénomène se décomposant en :

- Un phénomène d'absorption : il s'agit de la pénétration du liquide dans le matériau.
- Un phénomène d'adsorption : il n'intéresse que l'interface prothétique. Il s'agit de la rétention des molécules d'eau à la surface de la résine.

La limite entre les phénomènes d'absorption et d'adsorption est très floue, notamment lorsque l'on considère une surface possédant une micro-rugosité.

Le polyméthacrylate de méthyle est capable d'absorber de l'eau lentement. Selon BRADEN (1964) la saturation serait atteinte en 17 jours pour une prothèse immergée dans de l'eau à 20-22°C.

Selon BRADEN (1964), les mécanismes de l'absorption se feraient par passage de molécules d'eau entre les macromolécules de polymère. Cette diffusion d'eau se produirait entre les macromolécules du fait que le polyméthacrylate de méthyle est une structure amorphe, non cristalline, avec une énergie interne élevée. Le supplément d'énergie nécessaire pour obtenir l'énergie d'activation permettant la diffusion est donc faible.

D'autre part, il existe des groupements carboxyl, très polaires, caractéristiques de la résine acrylique qui, à la surface de la base prothétique, pourraient lier des ponts hydrogènes avec les molécules d'eau.

Selon OGOLNIK et Coll. (1992), l'ensemble des phénomènes de sorption d'eau entraîne des mobilisations moléculaires, de nature à libérer certaines contraintes, par plastification du matériau, et à prévenir l'apparition des craquelures.

La dilatation obtenue par diffusion hydrique peut compenser la contraction de polymérisation mais l'effet dépasse le but puisqu'en trois jours, l'expansion atteint 1% et la saturation est atteinte en 17 jours pour les parties épaisses.

1.1.6.4.2. Solubilité

D'après MONSENEGO (1987), dans l'eau ou au contact du milieu buccal, la solubilité du polyméthacrylate de méthyle est négligeable.

Selon l'ADA, la solubilité doit être inférieure à 0,04 mg/cm², en 24 heures (mesurée sur des disques de 50 mm de diamètre et 0,5 mm d'épaisseur) (OGOLNIK et Coll., 1992).

D'après OGOLNIK et Coll. (1992), il est possible de diminuer la solubilité au niveau des macromolécules de polyméthacrylate de méthyle par addition de glycol diméthacrylate.

1.1.7. Propriétés mécaniques et physiques

1.1.7.1. Propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques des résines méthacryliques thermopolymérisables ont été étudiées par BURDAIRON (1990) puis par OGOLNIK et Coll. (1992) :

- Dureté Knoop : 18 à 22 KHN.
- Module d'élasticité ou de Young : 2400 à 3500 MPa.
- Limite d'élasticité : 27,5 MPa.
- Résistance à la traction : 60 MPa.
- Résistance à la compression : 75 Mpa.
- Résistance à la charge transverse : elle se calcule sur un échantillon de 65*10*2,5 mm ; celui-ci est d'abord chargé sous 0,15 puis 0,35 MPa : la différence de flexion maximale doit être de 1,8 mm. Un deuxième essai mesure la différence de flexion entre deux charges appliquées de 0,15 et 0,50 MPa : la différence de flexion doit être comprise entre 2 et 5 mm (BURDAIRON, 1990).
- Test de résilience : 1 à 3 MPa.
- Résistance à la fatigue mécanique : plus élevée de 50% par rapport aux polyvinylenes.

Ces valeurs, faibles, sont encore minorées :

- Si le cycle de cuisson est raccourci.
- Si l'épaisseur est faible.

- Si la résine est poreuse.
- Si elle a absorbé trop d'eau.
- Si les contraintes thermiques au polissage ont été excessives.

Les propriétés mécaniques quoique très inférieures à celles des biomatériaux métalliques, sont cependant acceptables et supérieures à celles des résines ordinaires.

Par contre, elles peuvent être améliorées :

- Par un haut degré de polymérisation.
- Par adjonction de glycol diméthacrylate, permettant d'obtenir une réticulation tridimensionnelle de polyméthacrylate de méthyle.

1.1.7.2. Propriétés thermiques (BURDAIRON, 1990 ; OGOLNIK et Coll., 1992)

Le **coefficient de dilatation thermique** est de $81 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$. Ce chiffre est à comparer :

- A celui du plâtre $11 \cdot 10^{-6}$ par $^\circ\text{C}$, expliquant des distorsions lors du refroidissement simultané du moule de la prothèse.
- A celui des tissus dentaires : $8,6 \cdot 10^{-6}$ par $^\circ\text{C}$ pour la dentine, $11,4 \cdot 10^{-6}$ par $^\circ\text{C}$ pour l'émail.

La **conductivité thermique** est de 0,2 W/mK, soit environ 50 à 100 fois moins qu'un alliage métallique.

Cette faible conductivité thermique explique la faible transmission des chocs thermiques par une base prothétique en résine méthacrylique ainsi que toutes ses conséquences négatives :

- Troubles de l'extéroception.
- Epithélialisation réduite.
- Ostéogenèse également diminuée.
- Troubles de la salivation.

Par contre, les variations thermiques ont une faible incidence sur la stabilité dimensionnelle des prothèses.

1.1.7.3. Propriétés optiques

Selon BURDAIRON (1990) et OGOLNIK et Coll. (1992), le polyméthacrylate de méthyle est surtout connu pour ses propriétés optiques exceptionnelles. Il s'agit d'un polymère amorphe d'une transparence remarquable (92% de transmission lumineuse) dans le visible 380 à 780 nm. Le PMMA a donc des applications très intéressantes dans le domaine de l'optique (fibres optiques...).

C'est un matériau qui peut aisément se colorer ou se pigmenter.

Son indice de réfraction est de 1,49. Il est proche de ceux des tissus dentaire :

- Dentine : 1,50.
- Email : 1,60.

1.1.8. Propriétés chimiques (BURDAIRON, 1990 ; OGOLNIK et Coll, 1992)

Le polyméthacrylate de méthyle présente une grande inertie chimique. En effet, les résines méthacryliques sont pratiquement inattaquées par les fluides buccaux et la stabilité en bouche est très bonne.

On observe cependant une dégradation dans le temps : la résine claire, devient trouble, jaunit et présente une moindre résistance avec une apparition de fissures et de craquelures.

Cette dégradation résulterait essentiellement d'une fatigue mécanique et thermique, voire de l'absorption hydrique et non de causes chimiques.

Ces résines sont solubles dans les solvants organiques tels que le tétrachlorure de carbone, les dégraissants, l'eugénol, l'éther, le chloroforme... Elles sont également attaquées par des produits d'utilisation courante comme l'acétone, l'alcool, l'alcool éthylique, le chlore liquide, l'eau oxygénée ($\geq 40\%$), le méthanol à 30%, le phénol (TROTIGNON et Coll., 1996).

La dégradation des résines méthacryliques se caractérise par l'apparition de colorations, de porosités, de fissures ou de craquelures du matériau.

1.1.9. Propriétés biologiques

1.1.9.1. Les allergies

Il n'existe pas d'allergies aux résines polyméthacrylates en tant que tels contrairement à certains de leurs constituants :

- Les colorants : oxydes métalliques et colorants organiques, surtout lorsque leur incorporation se fait après la pré-polymérisation.
- Les plastifiants.
- Le pyrogallol (antioxydant).

Dans tous les cas, il est nécessaire de faire un diagnostic différentiel pour ne pas les confondre avec :

- Des réactions chimio-toxiques, attribuables au monomère résiduel.
- Une pathologie liée à une mauvaise hygiène : candidoses en particulier.
- Tous les troubles inflammatoires et traumatiques que peut entraîner l'inadaptation des prothèses.

1.1.9.2. Toxicité

A la fin de la réaction de polymérisation, il peut persister un composé toxique, le méthacrylate de méthyle, qui, en s'évacuant du matériau, peut provoquer des réactions tissulaires.

D'après DOGAN et Coll. (1995), le taux de monomère résiduel tolérable par les tissus est variable d'un individu à l'autre mais on considère qu'il doit être inférieur à 0,45%.

1.1.9.3. Odeur et goût

D'après TROTIGNON et Coll. (1996), les résines méthacryliques sont insipides et inodores.

1.1.10. Adhésion de la plaque microbienne sur la résine

D'après GRIMONSTER et Coll. (1984), la pose d'une prothèse adjointe partielle ou totale provoque habituellement d'importants changements de l'environnement buccal. La prothèse est colonisée par des micro-organismes dès les premières heures qui suivent son introduction en bouche. Cette colonisation est favorisée par les anfractuosités présentes à la surface de la résine, l'intimité de

contact entre l'intrados prothétique et la muqueuse sous-jacente mais également par la présence de débris alimentaires se logeant sous la prothèse et l'absence d'auto nettoyage par la langue et de la circulation de la salive ainsi que de ces composants antimicrobiens sous la prothèse.

Une plaque microbienne sous-prothétique se développe alors.

1.1.10.1. La plaque microbienne prothétique

Dès la mise en bouche de la prothèse, l'intrados va accueillir des débris alimentaires et des mucines qui vont former une pellicule. Du fait de l'absence de nettoyage, cette pellicule va servir de base à la constitution de la plaque sous-prothétique.

La plaque est composée d'une partie organique, comprenant : des glycoprotéines, des mucoprotéines, des acides gras insaturés et des sucres qui vont permettre le développement des micro-organismes de la plaque. Elle sert également de support aux colorants alimentaires, tabagiques ou autres (GRIMONSTER et Coll., 1984).

CATALAN (1984) définit la plaque microbienne comme une accumulation microbienne non minéralisée. Elle est essentiellement composée de coques et de bâtonnets Gram+, de levures, de Candida et de mycélium. Cette plaque est très difficile à reconnaître sur les prothèses et cela même en grande quantité, d'où la difficulté pour maintenir une bonne hygiène.

Lors de la pose d'une prothèse amovible, on note une forte prolifération de bactéries et de champignons au niveau de l'intrados prothétique et de la muqueuse sous-jacente : on note une multiplication par 8 des germes aérobies, par 10 à 20 des germes anaérobies et par 40 des Candida albicans au niveau de la muqueuse. Dans la salive, les gram+ sont multipliés par 3, les entérobactéries par 7, les Candida par 8 lorsque la prothèse est récente. Si la prothèse est ancienne, on trouve 11 fois plus de Gram- et 27 fois plus de levures (CATALAN, 1984).

1.1.10.2. Colonisation microbienne de la résine

La pose d'une prothèse s'accompagne d'un nombre important de changement de l'environnement buccal. Le milieu buccal s'acidifie ce qui entraîne l'intensification de la multiplication des germes acidophiles, et l'adhésion de toute la flore aux bases prothétiques.

En 1981, HIRIGOYEN a été l'un des premiers en France à étudier l'envahissement prothétique par les micro-organismes et à expliquer les mécanismes mis en jeu de la façon suivante :

La mise en bouche d'une prothèse adjointe totale induit des interactions macro et microscopiques entre les constituants prothétiques et les composants du milieu buccal, c'est-à-dire la salive, les microbes et les tissus muqueux. Ces interactions induisent des modifications de l'écosystème buccal que ce soit d'un point de vue morphologique, histologique, écologique et chimique. L'environnement buccal va subir des modifications jusqu'à ce qu'un nouvel équilibre se crée. Cependant, cet équilibre est fragile et peut se rompre du fait d'un état de surface prothétique altéré, irrégulier ou par un manque d'hygiène. Si l'équilibre est rompu, les colonies bactériennes se fixent. « Si le simple pouvoir agglutinant des constituants protidiques de la salive peut à lui seul permettre la fixation de colonies microbiennes sur n'importe quelle surface buccale, il est singulièrement renforcé par l'existence sur ces surfaces d'irrégularités et de rugosités ». L'intrados prothétique devient alors « vecteur de la plaque microbienne » et « réservoir de germes ».

MONSENEGO (1987) a recherché les raisons de la présence microbienne sur les plaques prothétiques.

D'après ses recherches, la colonisation microbienne de la résine se fait tout d'abord, par les porosités externes du matériau, et peut également se poursuivre par les porosités internes dues à des défauts de manipulation ou à des fêlures causées par des microtraumatismes répétés. La résine étant colonisée en masse, « la prothèse se comporte alors comme une véritable éponge à germes essaimant vers le milieu buccal ». Le contact prolongée des microorganismes avec les crêtes édentées va être à l'origine de stomatite sous prothétique.

MONSENEGO (1987) précise également qu'il y aurait une influence entre les propriétés physico-chimiques de la résine et l'adhésion de la plaque prothétique : il s'agit de la mouillabilité, de l'énergie libre de surface, de la rugosité de surface, de l'hydrophobicité et de la répartition des charges électriques en surface.

La surface prothétique va être colonisée préférentiellement au niveau des porosités, des craquelures de surface, des irrégularités, des rugosités, des zones non ou mal polies et des contre-dépouilles.

1.1.10.3. Mécanismes de l'adhésion microbienne sur la résine

Une intimité de contact forcé et prolongé caractérise les surfaces prothétiques et muqueuses, séparées par un film salivaire avec une présence microbienne à chaque interface.

Selon WALTER (1985) mais également FRANCK et Coll. (1985), la pénétration bactérienne dans la résine acrylique a lieu dans 1 cas sur 6 et se présente sous forme de canaux rectilignes et étroits, de cavités de sub-surface, remplis de microorganismes

Selon MONSENEGO (1987), le processus est différent. Comme nous l'avons cité précédemment l'invasion bactérienne débute au niveau des porosités externes pour éventuellement se poursuivre au niveau des porosités internes.

Les mécanismes de l'adhésion bactérienne sur les polymères prothétiques semblent être régis par trois grands concepts :

- Le concept colloïdal envisage l'adhésion comme étant la résultante des forces attractives et répulsives qui s'exercent entre les germes et les surfaces adsorbantes.
- Le concept thermodynamique privilégie les considérations énergétiques pour expliquer l'adhésion microbienne.
- Le concept de l'adhésion spécifique met l'accent sur l'existence de liaisons chimiques sur des groupements spécifiques à la surface bactérienne.

1.1.10.4. Chronologie du développement de la plaque microbienne prothétique

MONSENEGO (1987) divise le développement de la plaque microbienne à la surface de la résine en cinq étapes :

1. Présence de microorganisme

L'adhésion est proportionnelle au tropisme entre une surface et une espèce bactérienne, au nombre de germes présents, et inversement proportionnelle aux forces de répulsion trouvant leur origine à chaque interface considérée.

2. Adsorption des microorganismes à la surface

Ce phénomène ferait surtout appel à des interactions électrostatiques et de Van der Waals. Un bilan énergétique favorable, du point de vue thermodynamique est un facteur facilitant. Cette phase engendre des liaisons de faible énergie et donc réversibles.

3. Consolidation de l'adhésion par création de liens interpolymériques entre la surface adsorbante et le germe.

Cette phase donne lieu à des liaisons résistantes, peu réversibles.

4. Le développement microbien

Il se fait soit par continuation successive des processus d'adsorption et d'adhésion, soit par division cellulaire, mécanisme non spécifique, conduisant à un développement très rapide de la plaque.

5. *La cohésion cellulaire*

Elle dépend du métabolisme bactérien, par fabrication d'une substance noyant les microorganismes et formant une matrice intercellulaire

1.1.10.5. Répercussions de la colonisation microbienne de la résine

1.1.10.5.1. Au niveau prothétique : Altérations de la résine

Selon GRIMONSTER et Coll. (1984), les microorganismes qui vont coloniser la résine en profondeur, vont participer à la dégradation de la résine. En effet, certains germes, comme *Pseudomonas* ou *Candida* lipolytiques, sont capables de dégrader les polymères de méthacrylate de méthyle et de confisquer à leur profit des atomes de carbone. Les additifs inclus dans le polymère sont le plus facilement attaqués.

L'étude de WILLERSHAUSEN et Coll. (1999) a montré qu'après incubation, des échantillons en résine en contact avec des bactéries présentent un état de surface beaucoup plus rugueux que les échantillons ayant incubé dans un milieu dépourvu de bactéries.

L'acide lactique, produit par le métabolisme de ces bactéries est responsable de cette modification de l'état de surface.

Ces altérations vont être responsables de la perte des propriétés mécaniques des prothèses. De même, la dégradation de l'intrados prothétique va diminuer le lien étroit existant entre la prothèse et la muqueuse ayant comme conséquence la baisse de la rétention.

1.1.10.5.2. Au niveau muqueux : pathologies sous-prothétiques

L'adhésion de la plaque microbienne sur les prothèses en résine peut être à l'origine de pathologies de la muqueuse buccale comme la **stomatite sous-prothétique**.

BUDTZ-JORGENSEN et Coll. (1995) définissent la stomatite sous-prothétique comme « un état inflammatoire chronique de la muqueuse buccale recouverte par une plaque-base prothétique ».

Elle est induite par les relations iatrogènes existant entre les microorganismes et l'environnement prothétique. Cette affection est très répandue chez les patients porteurs de prothèses : 2/3 des porteurs de prothèse adjointe au maxillaire et 1/5 à la mandibule, sont touchés par cette pathologie (soit 50% des porteurs de prothèse) (LE BARS et Coll. ,2002).

BUDTZ-JORGENSEN et Coll. (1995) constatent que la stomatite sous-prothétique est souvent associée à des perlèches, une légère glossite. De plus, les patients atteints de stomatite sous-prothétique présentent des troubles de la salivation et des sensations de douleur.

PINDBORG (1995), LE BARS et Coll. (2002) distinguent trois types de stomatites sous-prothétiques :

- *Type I : inflammation localisée*

Ce sont simplement des tâches rouges, situées essentiellement autour des petites glandes salivaires, on peut aussi trouver une inflammation diffuse d'une zone limitée de la muqueuse palatine.

- *Type II : inflammation généralisée simple*

Une rougeur diffuse est associée à une hyperhémie lisse, atrophique de toute la muqueuse en contact avec la prothèse.

- *Type III : inflammation de type granulaire/nodulaire*

La muqueuse devient hyperhémique, avec un aspect granulaire et nodulaire.

L'étiologie de la stomatite sous-prothétique est multifactorielle. Le facteur principal de cette pathologie est la plaque bactérienne au niveau de la partie superficielle, poreuse, de l'intrados prothétique. Il s'agit d'une réaction inflammatoire contre les antigènes et les toxines microbiennes. L'infection est surtout due à une colonisation par le *Candida albicans*. Il existe une corrélation entre le taux de *Candida* et l'intensité de l'érythème observé. Une irritation traumatique peut également être à l'origine de la stomatite et, il existerait un lien étroit entre l'étiologie infectieuse et traumatique. En effet, un traumatisme mécanique entraîne une augmentation et un déséquilibre de la flore microbienne buccale.

La plaque microbienne sous-prothétique entraîne à la fois des altérations de la prothèse et des altérations de la muqueuse sous-prothétique. Il est donc indispensable de limiter au maximum l'adhésion de cette plaque au niveau de l'intrados prothétique et par conséquent d'éduquer les porteurs de prothèse à une bonne hygiène buccale et prothétique.

Les figures 1.6 et 1.7 montrent l'accumulation de plaque dentaire et bactérienne du fait d'une absence d'hygiène prothétique adaptée.



Figure 1.6. Accumulation de plaque dentaire localisée sous le crochet.
(doc Dr Jardel)



Figure 1.7. Plaque dentaire recouvrant le bandeau lingual.
(doc Dr Jardel)

1.2. HYGIENE PROTHETIQUE

Il est important d'éduquer le patient dès la pose de la prothèse à l'hygiène prothétique. En effet, dès les premières heures de sa mise en bouche, la plaque microbienne adhère à l'intrados prothétique et peut devenir une source de pathologies buccales et de désagréments comme des colorations, la mauvaise haleine que seule une hygiène prothétique correcte peut limiter.

1.2.1. Méthodes d'hygiène

Il existe plusieurs méthodes d'hygiène et différents produits permettant le nettoyage des prothèses dentaires. De nombreux auteurs, tels que BUDTZ-JORGENSEN (1979), FERRAN et Coll. (1984), JAGGER et HARRISON (1995) ont dressé l'inventaire des techniques existantes.

L'hygiène prothétique peut se réaliser mécaniquement et/ou chimiquement.

1.2.1.1. Procédés mécaniques

1.2.1.1.1. Le brossage

Le brossage constitue la méthode de nettoyage la plus simple et potentiellement la plus efficace. (BUDTZ-JORGENSEN, 1979 ; GRIMONSTER et Coll., 1984).

Il est recommandé d'effectuer un brossage soigneux tant de l'intrados que de l'extrados prothétique après chaque repas. Le brossage doit s'effectuer sous l'eau courante afin de retirer les dépôts au fur et à mesure du brossage.

Il peut être réalisé grâce à :

- **Une brosse à dent standard** : cette brosse à dent doit être maniable, avec une petite tête et des poils souples afin d'éviter toute rayure de la résine. Les poils de la brosse doivent également être de petit diamètre et d'une longueur suffisante pour nettoyer toutes les anfractuosités des prothèses (FERRAN et Coll., 1984 ; GRIMONSTER et Coll., 1984) ; BUDTZ-JORGENSEN (1979) a démontré l'augmentation de l'usure des résines avec la croissance du diamètre des brins et la diminution de l'usure avec l'augmentation de la longueur des brins.

- **Une brosse conçue pour le nettoyage des prothèses** : la brosse INAVA PROTHESE® par exemple. La tête présente une double implantation des brins, une de forme convexe pour nettoyer l'intrados des prothèses et une de forme concave pour nettoyer l'extrados prothétique (TAVERNIER et Coll., 1993).
- **Ou parfois une brosse à ongles.**

Selon BUDTZ-JORGENSEN (1979) et GRIMONSTER et Coll. (1984), le brossage prothétique peut être effectué à l'eau pure, l'eau savonneuse ou additionnée de dentifrices commercialisés spécialement pour la prothèse.

Il doit être réalisé régulièrement pour être efficace et, si possible, après chaque repas (GRIMONSTER et Coll., 1984).

1.2.1.1.2. Les pâtes et poudres abrasives

L'intégrité de la résine des prothèses peut être endommagée par les dentifrices conventionnels et les poudres abrasives. Ils peuvent provoquer une usure ou une détérioration chimique des composants de la résine. Leur utilisation est donc déconseillée (FERRAN et Coll., 1984).

D'autre part, les dentifrices ou les produits spéciaux pour le nettoyage des prothèses peuvent être responsables d'une stomatite ou d'une allergie. Leurs agents phénoliques peuvent également léser les prothèses en les ramollissant ou en les fendillant (GEOFFROY, 1980).

1.2.1.1.3. Les appareils à ultra-sons

Le nettoyage des prothèses par ultra-sons constitue une méthode d'hygiène efficace et d'utilisation aisée.

Le recours aux ultra-sons combinés à une solution désinfectante est intéressant pour les sujets ayant des problèmes de coordination neuromusculaire ou une vue déficiente.

La prothèse est placée à l'intérieur d'un récipient rempli d'un agent nettoyant. Des vibrations sont à l'origine du début de cavitation. Des bulles se forment alors, s'élargissent, éclatent, créant de petits vides à la surface des prothèses. Ces zones de vide sont responsables du délogement et de la

dispersion des débris alimentaires logés dans l'intrados prothétique. Il est nécessaire de stabiliser la température des bains pour éviter toute déformation potentielle de la résine.

Le praticien peut proposer à son patient de faire amener ses prothèses au cabinet tous les 15 jours pour un nettoyage plus efficace aux ultrasons (POUYSSÉGUR et Coll., 2010).

D'après l'étude physique et chimique de BERTRAND et Coll., (1985), l'utilisation des ultrasons pour le nettoyage des prothèses n'entraîne aucune altération des différents matériaux constituant les prothèses.

Un appareil à ultra-sons destiné au nettoyage quotidien des prothèses a été mis au point pour une utilisation personnelle par le fabricant BRAUN. L'appareil, très couramment utilisé par les allemands, est pratiquement absent du marché français du fait d'une absence de demande du consommateur.

De plus, BUDTZ-JORGENSEN (1979) a démontré que le brossage reste la technique la plus efficace et la plus adéquate.

Mais, il semblerait selon de nombreux auteurs, tels que MATHIEU et Coll. (1985) ainsi que ROZENCWEIG (1993) que le brossage mécanique ne suffise pas à éviter une colonisation microbienne. En effet, les poils de la brosse à dent n'arrivent pas à s'insinuer dans les cavités de la résine acrylique poreuse du fait d'un diamètre supérieur celui des microcavités. Ainsi, il persiste toujours un reliquat de plaque microbienne prothétique.

Il semblerait donc que la combinaison d'une méthode mécanique et d'une méthode chimique soit le meilleur choix pour le nettoyage prothétique (WEBB et Coll., 2005).

Divers produits et solutions ont donc été fabriqués pour permettre d'éliminer la plaque résiduelle en complément d'un brossage mécanique.

1.2.1.1.4. Désinfection par irradiation à micro-ondes

Il s'agit d'une méthode expérimentale qui pourrait prévenir les risques potentiels de contamination entre le laboratoire de prothèse et le cabinet dentaire. Cette technique pourrait également être une solution de nettoyage prothétique en milieu hospitalier. L'irradiation pendant 3 minutes sous une puissance de 650 W permet de désinfecter cliniquement une prothèse totale. 2 minutes supplémentaires permettraient sa stérilisation.

Il s'agit encore d'une technique expérimentale et l'exposition répétée aux rayons n'a pas encore été étudiée. (GARCIA RIBEIRO, 2009)

1.2.1.2. Procédés chimiques

D'après GRIMONSTER et Coll. (1984), les propriétés idéales d'une solution de nettoyage sont :

- De dissoudre la partie inorganique du tartre et de solubiliser la matrice organique de la plaque prothétique.
- Ne pas avoir d'effets néfastes sur les composants des prothèses.
- Etre non toxiques, faciles à éliminer et ne laisser aucune trace de matières irritantes ou antigéniques sur les prothèses.
- Etre sans danger pour les mains, les yeux et les vêtements.
- Etre stables dans le temps et faciles à stocker.
- Etre, si possible, bactéricides et fongicides.

Actuellement, il semblerait qu'aucun laboratoire n'est encore réussi à concevoir un produit répondant à tous ces critères.

Il existe différentes solutions de nettoyage préconisées pour désinfecter les prothèses par immersion.

1.2.1.2.1. Les préparations à bases d'enzymes

Elles ont été étudiées tout particulièrement pour prévenir et guérir les stomatites prothétiques, causées par la présence de plaque bactérienne sur l'intrados des prothèses adjointes.

En 1977, BUDTZ-JORGENSEN et KELSTRUP ont étudié l'effet nettoyant de divers enzymes en se basant sur la composition normale de la plaque dentaire chez le sujet denté. Ils concluent en l'efficacité d'une solution composée de protéase, de mutanase, de citrate de sodium, d'acide citrique, de bicarbonate de sodium et de stéarate de magnésium.

En 1983, les recherches cliniques de BUDTZ-JORGENSEN et Coll. ont démontré qu'on pouvait réduire considérablement la formation de plaque en immergeant quotidiennement la prothèse dans une solution constituée de protéase (ALCALASE®) et d'eau. Une efficacité maximale est obtenue si l'immersion de la prothèse est suivie d'un brossage de celle-ci.

L'expérience de CONNOR, SCHOENFELD et TAYLOR mentionnée par MURRAT (1981) montre que l'incorporation d'enzymes dans les produits de nettoyage des prothèses diminue la formation de plaque dentaire et ce, d'autant plus que l'immersion est prolongée.

1.2.1.2.2. Les agents désinfectants

Selon BUDTZ-JORGENSEN (1979), l'immersion des prothèses pendant quelques minutes dans une solution diluée de gluconate de Chlorhexidine ou de salicylate entraîne une réduction significative du développement de la plaque bactérienne prothétique.

1.2.1.2.3. La Chlorhexidine

La Chlorhexidine existe sous forme de bain de bouche, de dentifrices, de gels, de sprays de vernis, de pansements parodontaux et de solutions de pré-brossage. Mais la forme galénique la plus utilisée en odontologie prothétique est le bain de bouche (ROZENCWEIG, 1988).

MATHIEU et Coll., (1985), ROZENCWEIG (1993), LUC et Coll., (1998) ainsi que PELISSIER (2003) recommandent son utilisation dans le cadre de l'hygiène prothétique pour ses qualités d'inhibiteur de plaque bactérienne et d'antiseptique ainsi que pour son effet rémanent. Cependant, l'utilisation de bains de bouche à la Chlorhexidine s'accompagne d'un certain nombre d'effets adverses : altérations du goût, desquamations et sensations de brûlures des muqueuses ainsi que colorations brunes des dents, des muqueuses et des restaurations prothétiques (PELISSIER, 2003).

Selon de nombreux auteurs, l'utilisation de la Chlorhexidine pour le nettoyage prothétique s'avère efficace contre les stomatites prothétiques et la désinfection des prothèses. BUDTZ-JORGENSEN et LOË en 1972, ont montré que la désinfection des prothèses complètes avec 2% de Chlorhexidine pendant 15 minutes, deux fois par jour, est capable de réduire l'inflammation causée par la stomatite. Cependant, la solution de bain de bouche ne doit pas être utilisée quotidiennement du fait des inconvénients précédemment cités.

1.2.1.2.4. Les préparations commerciales

Les préparations commerciales ont l'avantage d'être d'un emploi aisé pour les porteurs de prothèses adjointes, généralement âgés et dont la mobilité et l'habilité sont réduites.

Elles appartiennent essentiellement à trois classes :

- *Les peroxydes alcalins*

Ce sont les nettoyants prothétiques les plus communément utilisés par les porteurs de prothèse. Ils se présentent sous forme de poudre ou de comprimés. En contact avec de l'eau, ils induisent une solution effervescente libérant de l'oxygène qui, associé à d'autres substances, doit assurer le nettoyage complet des prothèses (GRIMONSTER et Coll., 1984).

Ce type de solution combine à la fois des détergents alcalins qui réduisent la tension superficielle et d'autres agents tels que le perborate de sodium ou le percarbonate qui libère de l'oxygène dans la solution. Les bulles d'oxygène sont censées exercer un nettoyage mécanique des prothèses (BUDTZ-JORGENSEN, 1979).

Il semblerait que le nettoyage des prothèses par les peroxydes alcalins soit surtout efficace pour éliminer la plaque et les colorations lorsque le trempage se fait pendant plusieurs heures ou la nuit complète. Mais lorsque ces produits sont utilisés quotidiennement, un blanchiment de la résine peut être observé (BUDTZ-JORGENSEN, 1979).

Les médias contribuent à une large diffusion de ces produits. Les publicités mettent l'accent sur leur facilité d'emploi, leur efficacité, leur innocuité pour les prothèses et le « rafraîchissement » qu'ils leur apportent (GRIMONSTER et BROGNIEZ, 1989).

Il existe une gamme très importante de peroxydes alcalins. Les plus vendus en pharmacie et en grande surface sont : POLIDENT COREGA®, STERADENT®, BACTIDENT® et DETERDENT®.

Selon GRIMONSTER et BROGNIEZ (1989) ces produits présentent de nettes différences de pH qui laissent présumer des compositions très différentes. COREGA® et STERADENT® sont les produits dont les pH sont les plus différents.

- *Les hypochlorites alcalins*

Les hypochlorites alcalins se présentent sous forme de solutions, de comprimés effervescents ou de poudre (BUDTZ-JORGENSEN et CLAVEL, 1995).

Ils agissent en éliminant les colorations, en dissolvant les mucines et autres substances organiques. Ils sont également bactéricides et fongicides (BUDTZ-JORGENSEN, 1979).

Cependant, ils présentent de nombreux inconvénients :

- Une odeur et un goût résiduel désagréables.

- Ils peuvent décolorer les résines et même causer une dissolution des structures internes de la résine.
- Ils sont très caustiques et peuvent occasionner accidentellement de très graves lésions s'ils sont ingérés volontairement ou non (GRIMONSTER et Coll., 1984 ; BUDTZ-JORGENSEN et CLAVEL, 1995).

Il n'est donc pas recommandé d'utiliser ces hypochlorites alcalins pour le nettoyage quotidien des prothèses.

- *Les acides dilués*

La préparation la plus simple, antérieure même à la première prothèse, est le vinaigre. Sa teneur en acide acétique (5%) en fait un détergent relativement efficace et peu onéreux.

Actuellement, ils se présentent sous forme de gel ou de liquide. Il s'agit le plus souvent d'une solution d'acide chlorhydrique à 5% ou d'acide phosphorique à 15% seul ou mélangé au premier. Ils sont efficaces sur les tâches et le tartre mais corrosif sur le métal des prothèses amovibles. D'utilisation dangereuse, ils peuvent brûler les yeux et la peau (BUDTZ-JORGENSEN, 1979). De plus, ils peuvent entraîner une détérioration de surface de la résine (LE BARS et Coll., 2002).

Le brossage constitue une méthode d'hygiène efficace et suffisante selon certains auteurs (BUDTZ-JORGENSEN, 1979 ; GRIMONSTER et Coll., 1984) alors que pour d'autres auteurs (MATHIEU et Coll., 1985 ; ROZENCWEIG, 1993) le brossage doit être associé à l'immersion des prothèses dans une solution nettoyante.

Comme nous venons de le détailler précédemment, de nombreuses méthodes chimiques sont à la disposition des patients pour leur hygiène prothétique. La chlorhexidine a démontré son efficacité pour une hygiène efficace des prothèses du fait de son rôle à la fois désinfectant et antiseptique. Cependant, on remarque une préférence des porteurs de prothèses pour les peroxydes alcalins, notamment du fait de leur large diffusion médiatique et leur facilité d'emploi.

Sur le plan expérimental, nous avons comparé l'influence de trois peroxydes alcalins sur l'état de surface d'une résine thermopolymérisée.

Ces trois produits sont le STERADENT®, le POLIDENT COREGA® et le FITTYDENT®.

1.2.2. STERADENT®

1.2.2.1. Introduction

STERADENT® est fabriqué par le groupe RECKITT BENCKISER. Il s'agit d'une entreprise britannique qui fabrique et distribue des produits d'entretien et des produits pharmaceutiques. Cette société présente une gamme de sept produits nettoyants pour prothèses adjointes sous forme de comprimés à dissoudre dans l'eau :

- STERADENT PURETE ACTIVE®.
- STERADENT 3 MINUTES®.
- STERADENT BLANCHEUR®.
- STERADENT ACTIVE PLUS®.
- STERADENT TRIPLE ACTION®.
- STERADENT ANTI-TARTRE PRO®.
- STERADENT ACTION FRAICHEUR®.

Le groupe RECKITT BENCKISER recommande l'utilisation du STERADENT® pour une « hygiène parfaite et une protection longue durée contre la formation des bactéries ». De plus, on peut lire sur les boîtes que le STERADENT® « agit même là où la brosse à dent ne peut aller » et « qu'il élimine 50% de plaque de plus qu'un simple brossage ».

De plus, cette firme précise que la formule du STERADENT® respecte tous les matériaux prothétiques.

Malgré les propos du groupe RECKITT BENCKISER, de nombreuses études cliniques et scientifiques ont mis en doute l'efficacité du STERADENT® sur la plaque microbienne prothétique et démontré une attaque des peroxydes alcalins sur les matériaux prothétiques.

1.2.2.2. Composition

Parmi les nombreux produits nettoyants STERADENT® de RECKITT BENCKISER, le produit « STERADENT PURETE ACTIVE® » a été choisi pour notre expérimentation. Nous allons donc présenter sa composition.

Le produit STERADENT PURETE ACTIVE®, d'après sa fiche posologique est composé de :

- **Peroxyde de carbonate de sodium ou percarbonate de sodium** : c'est le principal agent actif. Présent dans de nombreux produits de nettoyage tels que les lessives, certains dentifrices ou même des antiseptiques buccaux, il s'agit d'un agent blanchissant. Le peroxyde de carbonate de sodium se décompose en carbonate de sodium et en peroxyde d'hydrogène. Le peroxyde d'hydrogène agit à la fois en tant qu'agent de blanchiment et comme agent antimicrobien. L'alcalinité élevée du carbonate de sodium amplifie l'effet de blanchissement du peroxyde d'hydrogène (QUELLEN FIELD, 2003).
- **Bicarbonate de sodium** : c'est un agent nettoyant et blanchissant (QUELLEN FIELD, 2003).
- **Carbonate de sodium** : il est utilisé dans les détergents, en particulier dans les lessives, comme adoucissant. Il agit également comme régulateur de pH (QUELLEN FIELD, 2003).
- **Sulfate de sodium** : il est principalement utilisé pour la fabrication des détergents (QUELLEN FIELD, 2003).
- **Potassium caraoate** : il s'agit d'un additif. c'est un agent d'oxydation qui modifie la nature chimique d'une autre substance par addition d'oxygène ou élimination d'hydrogène.
- **Isethionate de cocoyl de sodium ou isethionate de sodium** : il est à la fois agent tensio-actif et détergent. On le retrouve dans les dentifrices, dans les savons de bain ou les savons doux de bébé. Il densifie la mousse créée par le savon (QUELLEN FIELD, 2003).
- **Tétraacétyléthylènediamine ou TAED** : c'est un composant important des détergents et des agents de blanchiment. Son rôle est d'agir en tant qu'activateur pour permettre au percarbonate de sodium de libérer le peroxyde d'hydrogène même à basse température (QUELLEN FIELD, 2003).
- **Polyéthylène glycol stéarate ou PEG-90** : c'est un agent tensio-actif et émulsifiant ou émulsionnant (QUELLEN FIELD, 2003).
- **Polyéthylène glycol distéarate ou PEG-150** : c'est un agent tensio-actif, émusifiant ainsi qu'un agent de contrôle de la viscosité (QUELLEN FIELD, 2003).

- **Ceteareth-80** : c'est un agent tensio-actif (QUELLEN FIELD, 2003).
- **Acide citrique** : il permet de modifier le goût des aliments après ou d'ajuster l'acidité. Il est également employé pour produire du gaz d'anhydride carbonique en le mélangeant à des bicarbonates (QUELLEN FIELD, 2003).
- **Acide malique** : c'est un acidifiant aromatique (QUELLEN FIELD, 2003).
- **Autres** : Acide sulfamique : c'est un additif, arômes, glucose et CI 73015 ou colorant indigo carmine.

A l'aide de papier pH indicateur (pH 1-10 indicateur universel de MERCK), le pH de la solution STERADENT PURETE ACTIVE® a été déterminé : il est de 8, d'après l'échelle universelle des pH. Il s'agit donc d'une solution alcaline.

1.2.2.3. Mode d'action

Le mode d'action du STERADENT® a été étudié par GRIMONSTER et BROGNIEZ en 1989.

Le percarbonate de sodium, lors de sa dissolution dans l'eau, va libérer du peroxyde d'hydrogène (H_2O_2) qui est instable en milieu alcalin et se décompose peu à peu en dégageant de l'oxygène (O_2) selon la réaction suivante : $2 H_2O_2 \rightarrow O_2 + 2 H_2O$.

L'oxygène libéré est responsable de l'effervescence observée lors de la mise du comprimé dans l'eau et est destiné à assurer la détersion et l'aseptisation des prothèses.

En 1989, les études de GRIMONSTER et BROGNIEZ ont permis de donner une estimation par calcul de la quantité moyenne d'oxygène libérée par un comprimé de STERADENT® : 50mL. Cependant, cette quantité n'est pas proportionnelle à la disparition d' H_2O_2 . C'est pourquoi, ils ont proposé une équation intermédiaire : $H_2O_2 \rightarrow HO_2^- + H^+$.

Selon TORRES-ZARAGOZA (1987), l'ion HO_2^- a un pouvoir oxydant supérieur à celui de l'oxygène.

Selon GRIMONSTER et BROGNIEZ (1989), les réactions induites par la dissolution d'un comprimé STERADENT® cessent après un maximum de 15 minutes et les résidus restent stables dans le temps.

1.2.2.4. Activités

D'après la société RECKITT BENCKISER, les comprimés nettoyants STERADENT® sont des « agents anti-plaque et antibactérien ». Ils sont capables de décoller les impuretés en profondeur, de combattre la plaque et les bactéries grâce à la formation de bulles d'oxygène. De plus, ces comprimés sont capables « d'agir même là où la brosse à dents ne peut aller ».

Malgré les arguments des firmes commercialisant le STERADENT® et les autres peroxydes alcalins, leurs activités sont discutées par de nombreux auteurs.

1.2.2.4.1. Activités anti-plaque et antitartre

Les études réalisées en 1977 par BUDTZ-JORGENSEN et MILTON KNUDSEN n'ont pas pu mettre en évidence d'effet chimique du STERADENT® sur la plaque bactérienne prothétique.

GRIMONSTER et BROGNIEZ (1989) ont rapporté dans leurs écrits l'étude d'ABELSON réalisée en 1981. Cette étude révèle que les peroxydes alcalins éliminent rarement plus de 30% de la plaque prothétique. Ces résultats semblent en accord avec d'autres rapports scientifiques.

Selon GRIMONSTER et BROGNIEZ (1989), le pH alcalin ainsi que le modeste contenu en acide faible ou en chélateur des solutions de STERADENT® rendent illusoires leur activité sur le tartre mature. Aucune recherche n'a d'ailleurs pu mettre en évidence l'efficacité réelle des peroxydes alcalins sur le tartre prothétique.

1.2.2.4.2. Activités antimicrobiennes

Les peroxydes alcalins sont très peu efficaces contre la plaque microbienne adhérente aux prothèses (BUDTZ-JORGENSEN et CLAVEL, 1995).

1.2.2.4.2.1. Activités antibactériennes

D'après GRIMONSTER et BROGNIEZ (1989), à la température de 25°C, des concentrations de 0.01% à 0.1% en eau oxygénée inhibent la croissance des micro-organismes. Cet argument est très

utilisé par les fabricants pour justifier de l'activité antibactérienne des comprimés de peroxydes alcalins. Cependant, le pouvoir de pénétration de l'oxygène au sein des souillures et/ou de la prothèse n'a pas été établi en usage clinique.

Actuellement, aucune étude clinique n'a encore révélé le pouvoir antibactérien des peroxydes alcalins.

1.2.2.4.2.2. Activités antifongiques

En 1978, LAVERGNE et LELUC ont étudié l'activité fongicide des peroxydes alcalins suivants : BACTIDENT®, AZULAR®, STERADENT® et ELUDENT®. D'après les résultats de l'étude, seul ELUDENT® non dilué agit sur les champignons et seulement au bout de 20 minutes.

STERADENT® n'a donc aucune action sur le Candida Albicans et, par conséquent, ne prévient pas les stomatites sous-prothétiques.

On observe, d'après les études cliniques, des divergences avec les arguments de vente des fabricants. Pour ces derniers, les peroxydes alcalins sont globalement actifs alors que pour les chercheurs, ils sont rarement plus efficaces qu'un placebo. Ceci explique la raison pour laquelle la composition de ces produits est modifiée fréquemment afin de leur découvrir de réelles activités anti-plaque, antitartre et antimicrobienne (GRIMONSTER et Coll., 1984).

1.2.2.5. Effets nocifs du STERADENT sur la santé

Suite à l'ingestion accidentelle d'un comprimé effervescent de STERADENT au lieu d'un somnifère, une personne âgée a développé un ulcère de l'estomac ainsi que des brûlures de l'œsophage (BARCLAY et FINLAYSON, 1985). Elle présentait également une dysphagie. Il est évident que ces problèmes de santé sont le fait du caractère particulièrement corrosif de ces comprimés. ABRAMSON et Coll. (1975 et 1978) ont également reporté des brûlures buccales liées à l'utilisation des comprimés de nettoyage prothétique. MAC AULEY et Coll. (1984) ont reporté la mort d'une femme suite à l'ingestion accidentelle de 7 tablettes de STERADENT ayant provoqué un ulcère gastroduodénal puis la nécrose viscérale. Il est important que les fabricants informent leur clientèle du risque potentiel de leur produit notamment du fait qu'il vise une population âgée.

1.2.2.6. Effets nocifs du STERADENT® sur les matériaux prothétiques

De nombreux articles scientifiques parus sur le STERADENT® tout comme les autres peroxydes alcalins, rapportent qu'ils peuvent dégrader les matériaux prothétiques.

Des études cliniques ont déjà observées des phénomènes :

- De corrosion des alliages métalliques.
- De blanchiment des résines méthacryliques.
- D'altération des propriétés physiques et de l'état de surface des résines méthacryliques.

1.2.2.6.1. Corrosion des alliages métalliques

NEILL, en 1968, a réalisé une étude sur les peroxydes alcalins et notamment, sur le STERADENT®. Son étude portait sur la recherche des effets nocifs de ces produits sur les bases prothétiques en cobalt-chrome et en résine acrylique. Au bout de six mois d'expérience, il a observé une corrosion du métal.

GRIMONSTER et Coll. (1984), rapportent également que les peroxydes alcalins provoquent une corrosion des alliages et métaux mais ceci, avec un moindre degré.

1.2.2.6.2. Blanchiment des résines méthacryliques

SMITH (1966) a étudié huit peroxydes alcalins différents dont le STERADENT®. Le but de son étude était de rechercher les effets indésirables des peroxydes alcalins sur les matériaux prothétiques. Il a remarqué un blanchiment des bases prothétiques. D'après cet auteur, le blanchiment des résines serait dû à une réaction entre les phosphates du STERADENT® et les pigments organiques utilisés pour la coloration des bases prothétiques. Actuellement, les phosphates ont été retirés de la composition du STERADENT®. Cependant le blanchiment des résines est toujours observé.

Les études de NEILL (1968), BUDTZ-JORGENSEN (1979) ainsi que GRIMONSTER et Coll. (1984), ont mis en évidence des blanchiments ou des décolorations partielles ou totales des bases prothétiques en résine acrylique lorsqu'elles sont mises en contact régulier avec des peroxydes alcalins. Cependant, aucun des auteurs n'est capable d'expliquer ces phénomènes.

ROBINSON et Coll. (1985), ont étudié le rôle des peroxydes alcalins sur le blanchiment des résines acryliques qu'elles soient autopolymérisables ou thermopolymérisables. Ils ont étudié l'effet

du STERADENT® sur une sorte de résine autopolymérisable et deux sortes de résines thermopolymérisables. Leur étude a montré des phénomènes de blanchiment des trois types de résines. Ils ont remarqué que l'effet était le plus prononcé à la surface des résines et particulièrement à la surface des résines autopolymérisable. C'est donc un phénomène dépendant du type de résine utilisé. ROBINSON et Coll. (1985) expliquent cette observation par un niveau de monomère résiduel plus élevé au sein de la résine autopolymérisable. Selon ces auteurs, le blanchiment serait le résultat d'une réaction entre le monomère résiduel et les solvants entrant dans la composition du STERADENT® ou des agents extérieurs. Afin d'éviter ces phénomènes de blanchiment, ROBINSON et Coll. (1985) conseillent donc de laisser les bases prothétiques immerger dans l'eau pendant plusieurs heures pour permettre la libération du monomère résiduel.

HAYWOOD et Coll. (2003) ont recherché les méfaits d'une utilisation quotidienne de produits de nettoyage sur trois types de résines différents. Pour leur étude, ils ont utilisé deux peroxydes alcalins (STERADENT 3 MINUTES®, STERADENT BLANCHEUR®) et un hypochlorite alcalin (DENTURAL®). Ils ont remarqué des modifications de couleur de la résine. Les changements de couleur les plus importants sont observés sur la résine contenant du plastifiant dans sa composition et avec l'utilisation du STERADENT 3 MINUTES®.



Figure 1.8. Prothèse totale maxillaire blanchie par le STERADENT® (doc Pavéc)

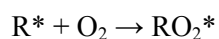
La prothèse totale maxillaire ci-dessus a été immergée quotidiennement dans une solution de STERADENT® pendant dix ans. On constate une différence de teinte importante entre la prothèse qui est nettement décolorée et la ligne de réparation de couleur rose, ce qui correspond à la teinte habituelle des prothèses amovibles.

1.2.2.6.3. Altération des propriétés physiques et de l'état de surface des résines méthacrylique

1.2.2.6.3.1. Principe de corrosion des résines

D'après ROSATO et SCHWARTZ (1968), de nombreux agents chimiques (acides, bases, oxydants), des radiations ionisantes (rayons gamma, ultraviolets) et des effets thermiques (thermocyclage) peuvent provoquer une dégradation des résines. Celle-ci se manifeste surtout par la rupture de liaisons au sein du polymère acrylique.

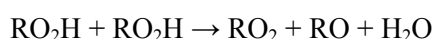
Dans la résine acrylique à usage dentaire, des radicaux libres de peroxydes de benzoyle (R^*) subsistent. En présence d'oxygène (O_2), ces radicaux libres peuvent déclencher des réactions d'oxydation en chaîne ce qui provoque par la suite, la rupture des liaisons au sein du polymère de méthacrylate de méthyle :



Les hydroperoxydes (RO_2H) peuvent à leur tour subir une décomposition :



Lorsque la concentration en hydroperoxydes est suffisamment élevée pour que cette réaction devienne prépondérante, on observe une brusque accélération de l'oxydation :



Ce processus chimique explique pourquoi ROSATO et SCHWARTZ (1968) déconseillent l'utilisation d'oxygène ou de produits libérant de l'oxygène en présence de polymères acryliques.

TROTIGNON et Coll. (1996) ont étudié les propriétés chimiques du polyméthacrylate de méthyle. Les résultats de leur étude ont montré que ce polymère est attaqué par de nombreux produits et notamment, par l'eau oxygénée à plus de 40%.

1.2.2.6.3.2. Etude de BROGNIEZ et Coll. (1989)

BROGNIEZ et Coll., (1989) ont recherché d'éventuelles altérations de la résine liées à l'utilisation du STERADENT®.

Pour réaliser leur expérience, ils ont préparé dix-huit échantillons en résine acrylique LUCITONE 199® issus de deux cycles de polymérisation différents : un cycle long et un cycle court.

Pendant 68 jours, les échantillons sont plongés dans une solution issue de la dissolution d'un comprimé de STERADENT® dans 150 ml d'eau distillée. Après 15 minutes ces mêmes échantillons sont additionnés d'eau oxygénée en présence d'un catalyseur. La solution est maintenue à 35°C et renouvelée quotidiennement. A la fin de l'expérience, les échantillons sont rincés mais non brossés puis conservés dans de l'eau distillée.

La résistance à l'impact de chaque échantillon a été mesurée par BROGNIEZ et Coll. (1989) puis, un fragment de chaque échantillon a été soumis à un test de dureté « Brinell ». Le second fragment de chaque échantillon a été examiné au microscope électronique à balayage.

Les résultats de l'expérimentation ont montré que la résistance à l'impact des échantillons chutent de 25% et la dureté « Brinell » chute de manière hautement significative d'environ 9.5% quel que soit le cycle de polymérisation. L'étude en microscopie électronique à balayage met en évidence une atténuation des reliefs initiaux sur tous les échantillons et la présence de fissures en surface sur la majorité. Les fissures sont nettement plus présentes sur les échantillons issus du cycle court et peuvent traduire la libération de tensions internes.

Une étude similaire sur un autre peroxyde alcalin dont le pH est proche de la neutralité a également été réalisée par BROGNIEZ et Coll. (1989). La résistance à l'impact a chuté selon les mêmes proportions qu'avec l'utilisation du STERADENT® mais aucune fissure ne s'est manifestée. Les auteurs ont donc conclu que les fissures en surface résultent donc des effets cumulés de l'oxygène et d'une haute alcalinité.

BROGNIEZ et Coll. (1989) déconseillent donc d'utiliser du STERADENT® pour l'hygiène prothétique.

1.2.3. POLIDENT COREGA®

1.2.3.1. Introduction

POLIDENT COREGA® est fabriqué par le groupe GSK. Cette société présente son siège social français à Marly-le-Roi. Il commercialise une gamme de quatre produits nettoyants pour les prothèses adjointes sous forme de comprimés à dissoudre dans l'eau :

- POLIDENT COREGA® Nettoyant Anti-bactérien.
- POLIDENT COREGA® Nettoyant Fraîcheur.
- POLIDENT COREGA® Nettoyant Pureté totale.
- POLIDENT COREGA® Nettoyant blancheur.

D'après ce qu'on peut lire sur les emballages des comprimés effervescents, POLIDENT® « offre aux porteurs de prothèses dentaires plusieurs solutions conçues pour répondre à leurs différents besoins. Tous les comprimés POLIDENT® nettoient les taches difficiles, tuent 99,9% des bactéries sources d'odeurs et rafraîchissent la prothèse dentaire ».

Les comprimés POLIDENT® nettoient « les bactéries invisibles » non éliminées par le brossage et qui peuvent être à l'origine de la mauvaise haleine. Selon le groupe GSK, ces comprimés contiennent des agents contre les germes que les dentifrices classiques ne contiennent pas. L'utilisation quotidienne de ces nettoyants serait le meilleur moyen de maintenir l'haleine propre, fraîche et sans odeur. Enfin, GSK précise que leur utilisation n'entraîne aucun effet délétère sur les prothèses.

Tout comme pour les comprimés STERADENT®, des études cliniques et scientifiques mettent en doute l'efficacité des comprimés POLIDENT COREGA® pour l'hygiène prothétique. De plus, il semblerait que certaines études montrent une altération des résines prothétiques lors d'une utilisation prolongée de ces comprimés.

1.2.3.2. Composition

Parmi la gamme de produit POLIDENT COREGA® mise à notre disposition, nous avons sélectionné le « POLIDENT COREGA® Antibactérien » pour notre expérimentation. D'après la fiche posologique fourni par le laboratoire, il est composé de :

- **Bicarbonate de sodium** qui est un agent blanchissant (QUELLEN FIELD, 2003).

- **Acide citrique**, sa qualité principale est de modifier le goût des aliments après et d'ajuster l'acidité. Il est également capable de se mélanger à des bicarbonates pour produire du gaz anhydride carbonique (QUELLEN FIELD, 2003).
- **Potassium caroate ou potassium monopersulfate** : additif.
- **Carbonate de sodium** : utilisé dans les détergents. Il a le rôle d'adoucissant dans les lessives. (QUELLEN FIELD, 2003).
- **Peroxyde de carbonate ou percarbonate de sodium** : il s'agit d'un agent blanchissant utilisé largement dans les produits de nettoyage. Par réaction chimique, il va se décomposer en carbonate de sodium et en peroxyde d'hydrogène. C'est ce dernier qui constitue l'agent blanchissant. Il a également un rôle anti-microbien. L'action blanchissante du peroxyde d'hydrogène est amplifiée grâce à la forte alcalinité du carbonate de sodium. (QUELLEN FIELD, 2003).
- **TAED ou tétraacéthylènediamine** : il a un rôle d'activateur pour permettre au percarbonate de sodium de libérer le peroxyde d'hydrogène et ce, même à basse température (QUELLEN FIELD, 2003).
- **Sodium benzoate** : se convertit en acide benzoïque en présence d'une solution acide. Il s'agit d'un agent anti-microbien. (QUELLEN FIELD, 2003).
- **PEG-180 ou polyéthylène glycol stéarate** : agent tensio-actif prévenant la formation bactérienne. (QUELLEN FIELD, 2003).
- **Sodium lauryl sulfo-acétate** : détergent et tensio-actif ionique fort.
- **Subtilisine** : il s'agit d'une protéase bactérienne ayant une action nettoyante. Très utilisée dans les lessives.
- **PVP/VA Copolymer** : agent statique, stabilisateur d'émulsion, agent filmogène.
- **Autres** : arôme, CI 42090 ou bleu brillant FCF (colorant bleu foncé), CI 73015 ou colorant indigo carmine.

Le pH de la solution POLIDENT COREGA® testé au papier pH indicateur (pH 1-10 indicateur universel de MERCK) est de 6,8 d'après l'échelle universelle des pH. La solution est donc quasiment neutre.

1.2.3.3. Mode d'action

D'après le laboratoire GlaxoSmithKline, les « comprimés POLIDENT COREGA® nettoient plus en profondeur que le seul brossage. L'action du nettoyage chimique et mécanique est activée quand des agents de nettoyage et antibactériens puissants sont libérés. Les nettoyeurs pour prothèses dentaires POLIDENT COREGA®, utilisés conformément au mode d'emploi, éliminent 99,9% des bactéries, sources de mauvaise haleine tout en éliminant les tâches de café, de tabac etc... »

Les comprimés effervescents POLIDENT COREGA® vont réagir selon le même mécanisme que les comprimés STERADENT®. Lors de la dissolution du comprimé dans l'eau tiède, le percarbonate de sodium va libérer le peroxyde d'hydrogène. Celui-ci, instable, va dégager de l'oxygène créant une solution effervescente qui va participer à la détersion et à l'aseptisation des prothèses.

Le mécanisme de libération d'oxygène va permettre d'éliminer le tartre et les débris alimentaires présents sur les prothèses. Il ne doit pas entraîner de lésions sur les prothèses (DAVID et ABELSON, 1981).

1.2.3.4. Effets du POLIDENT COREGA® sur les matériaux prothétiques.

Une étude réalisée sur les matériaux prothétiques de rebasage a montré que l'immersion de deux sortes de matériaux de rebasage dans un bain contenant du POLIDENT COREGA® entraîne une diminution de poids des échantillons. De plus, l'étude montre également l'apparition de rugosités de surface et des fêlures en surface (RENATA et Coll., 2003).

Une autre étude semble démontrer que l'effet du STERADENT® sur les matériaux de rebasage est plus agressif que l'effet du POLIDENT®. Ceci serait dû au fait que le STERADENT®

possède une alcalinité plus forte, un taux de libération de peroxyde d'hydrogène plus important que POLIDENT® (MURATA et Coll.).

D'après une étude de KASTNER et Coll. (1983), le trempage des prothèses à châssis métalliques dans un bain de POLIDENT COREGA® n'affecte pas de façon significative la flexibilité des crochets.

Contrairement à de nombreuses études déjà réalisées, l'étude de FELIPUCCI et Coll. (2011) montre que le nettoyage des prothèses amovibles avec les comprimés POLIDENT COREGA® n'augmentent pas la rugosité de surface. Mais cette étude n'a été réalisée qu'une seule fois à différentes températures. Ils en concluent que l'augmentation de rugosité de surface observée lors d'études similaires serait liée à la température de l'eau de trempage et à la libération d'oxygène des solutions.

1.2.3.5. Activités

D'après la société GLAXOSMITHKLINE, les comprimés COREGA POLIDENT® sont de puissants agents bactériens capables d'éliminer 99,9% des bactéries. Le trempage des prothèses dentaires dans une solution de nettoyage avec un comprimé POLIDENT COREGA® permet d'éliminer de façon efficace les particules de nourriture et de plaque présentes dans les crevasses et fissures, inaccessible à une brosse à dent. « POLIDENT® nettoie là où le brossage n'accède pas ».

Les arguments émis par la société GLAXOSMITHKLINE sont comparables à ceux de la société RECKITT BENCKISER. De nombreux auteurs mettent en doute l'efficacité réelle de ces produits ainsi que leur absence d'effets délétères.

1.2.3.5.1. Activités bactéricides

Selon les publications et les études réalisées par le groupe GLAXOSMITHKLINE (2012), les comprimés POLIDENT COREGA® entraînent une diminution significative de nombreuses bactéries telles que : *Fusobacterium nucleatum*, *Klebsiella pneumoniae*, *Veillonella atypica* et *Candida albicans*. *Klebsiella pneumoniae* et *Veillonella atypica* sont deux des microorganismes responsables de la formation de composés sulfurés volatiles à l'origine de l'halitose. *Candida albicans*, associé à la plaque dentaire, est impliqué dans l'inflammation des gencives et particulièrement dans la stomatite sous-prothétique.

Selon une autre étude réalisée par la société GLAXOSMITHKLINE, la dilution d'un comprimé de POLIDENT COREGA® dans 150ml d'eau pendant 3 minutes à 40°C est capable d'éliminer totalement *Pseudomonas aeruginosa*.

Contrairement aux publications émises par la société GLAXOSMITHKLINE, d'autres auteurs ont démontré l'inefficacité des comprimés POLIDENT COREGA® contre les *Candida albicans* présents dans la plaque dentaire sous-prothétique (CERVANTES et Coll., 2009).

Les études de CRUZ et Coll. (2011) ont démontré que l'utilisation des comprimés de nettoyage POLIDENT COREGA® possède la même efficacité que l'usage des ultra-sons. Mais ceci est en désaccord avec d'autres études. Par ailleurs, les personnes âgées préfèrent l'usage des peroxydes alcalins pour nettoyer leurs prothèses du fait d'une facilité d'usage accrue par rapport aux ultra-sons. L'utilisation simultanée des peroxydes alcalins et des ultra-sons améliorent de façon significative l'élimination de la plaque dentaire et des bactéries.

1.2.4. FITTIDENT®

1.2.4.1. Introduction

Les comprimés de nettoyage prothétique FITTYDENT® sont fabriqués par la société autrichienne FITTYDENT INTERNATIONAL GESMBH et distribués en France par DECTRAPHARM. Il s'agit d'une société qui distribue des produits d'hygiène dentaire et de parapharmacie. Le laboratoire FITTYDENT INTERNATIONAL GESMBH ne commercialise qu'une seule gamme de produit de nettoyage prothétique à dissoudre dans l'eau.

DECTRAPHARM recommande l'usage quotidien des comprimés Nettoyants FITTYDENT® pour un nettoyage parfait des prothèses dentaires tout en respectant l'hygiène bucco-dentaire. Il garantit également une haleine fraîche et un sourire éclatant.

Il existe très peu d'études et de publications à propos de ces comprimés. En effet, il s'agit d'une gamme de produits peu connue du grand public. Ce produit de nettoyage prothétique a été sélectionné pour l'expérimentation du fait de sa différence de composition par rapport aux deux autres comprimés bien plus populaires que celui-ci.

1.2.4.2. Composition

D'après sa fiche posologique, le produit nettoyant FITTYDENT® est composé de :

- **Perborate de sodium** : il est utilisé dans les détergents et comme agent de blanchiment. Il libère davantage de peroxyde d'hydrogène que le Borax quand il réagit avec l'eau. Le peroxyde d'hydrogène est un agent blanchisseur et son action est amplifiée par l'alcalinité de la solution (QUELLEN FIELD, 2003).
- **Bicarbonate de sodium** : il est à la fois agent blanchissant et nettoyant (QUELLEN FIELD, 2003).
- **Potassium monopersulfate** : il s'agit d'un produit de désinfection (notamment utilisé dans les piscines). Il est commercialisé sous le nom d'oxygène actif.
- **Trisodium Phosphate** : il est à la fois agent nettoyant, additif alimentaire et détachant.

- **PEG 240** : agent tensio-actif, agent de viscosité. Il est utilisé dans les dentifrices contre les bactéries et pour prévenir l'apparition de tartre. (QUELLEN FIELD, 2003).
- **Acide sulfamique** : il est couramment utilisé comme détartrant ménager (notamment sous la forme de cristaux fournis avec les filtres à café). Il intervient également dans la fabrication d'édulcorants.
- **PVP ou polyvinylpyrrolidone** : très utilisé dans les produits d'hygiène grâce à sa remarquable aptitude à créer des films.
- **TAED ou tétraacéthylènediamine** : il a un rôle d'activateur pour permettre au percarbonate de sodium de libérer le peroxyde d'hydrogène et ce, même à basse température (QUELLEN FIELD, 2003).
- **Silice** : il s'agit d'un agent abrasif utilisé dans les dentifrices. C'est également un agent déssicant très courant (QUELLEN FIELD, 2003).
- **Sodium methyl oleoyl taurate** : agent de nettoyage à base de graisses végétales.
- **Cellulose** : polymère de glucide.
- **Lactose** : sucre du lait, crée un environnement acide après avoir été transformé par des bactéries en acide lactique (QUELLEN FIELD, 2003).
- **CI 42090 ou bleu brillant FCF** : colorant chimique bleu foncé.
- **Arôme**.

1.2.4.3. Mode d'action

Le produit nettoyant FITTYDENT® est un comprimé qui, mis dans l'eau, va créer une solution effervescente assurant le nettoyage de l'élément prothétique en seulement 5 minutes. DECTRAPHARM conseille de laisser la prothèse baignée dans la solution pendant 30 minutes si la prothèse n'est pas nettoyée quotidiennement.

1.2.4.4. Effets du FITTYDENT® sur la colonisation bactérienne des prothèses dentaires et des muqueuses

De nombreux auteurs se sont intéressés à l'efficacité des comprimés effervescents de nettoyage prothétique sur l'élimination de la plaque bactérienne. DILEK NALBANT et Coll. (2008) ainsi que l'équipe de CERVANTES GARCIA DE SOUSA (2009) ont mis au point des expériences in vitro pour démontrer l'efficacité des peroxydes alcalins. Ainsi, les résultats ont montré que FITTYDENT élimine de façon significative les Candida de l'intrados prothétique et des muqueuses en comparaison avec un nettoyage prothétique utilisant seulement de l'eau. D'autres auteurs ont également démontré que le nombre de Candida Spp est réduit de façon considérable après utilisation de FITTYDENT® pendant 6 minutes contrairement à l'utilisation de POLIDENT® et EFFERDENT® (ULUDAMAR et Coll., 2010).

L'efficacité de ce peroxyde alcalin reste quand même plus faible qu'une désinfection des prothèses à la Chlorhexidine (MC COURTIE, 1985).

Malgré l'engouement que ces produits suscitent chez les porteurs de prothèses dentaires, de nombreux auteurs soulèvent des réticences à l'utilisation des peroxydes alcalins.

Compte tenu de ces différentes données obtenues par ces recherches bibliographiques, nous nous proposons de comparer l'action des comprimés de STERADENT® pureté active, des comprimés de POLIDENT COREGA® et des comprimés de FITTYDENT® par rapport à l'eau distillée sur l'évolution de l'état de surface d'une résine méthacrylique thermopolymérisable (résine SR IVOCAP® / laboratoire IVOCCLAR).

2. DEUXIEME PARTIE : ETUDE EXPERIMENTALE

2.1. BUTS ET PRINCIPES

Le but d'une prothèse adjointe totale est de remplacer les dents absentes et d'assurer l'ensemble des fonctions vouées aux organes dentaires. Il est nécessaire que la prothèse soit équilibrée dans tous les mouvements de la vie courante, que ce soit au repos, lors de toutes les mimiques (rire, peine, colère) et lors des fonctions telles que la mastication ou la phonation. Cet équilibre dépend de facteurs physiques, de facteurs anatomo-physiologiques et de facteurs biologiques qui sont tous interdépendants (LEJOYEUX, 1979).

Les facteurs physiques sont représentés par la sustentation, la rétention et la stabilisation. La sustentation est l'ensemble des forces qui s'opposent aux mouvements de translation verticale. La stabilisation est l'ensemble des forces qui s'opposent aux mouvements de translation mésiodistale de la prothèse. Ces deux facteurs doivent assurer le soutien de la prothèse sur les tissus lorsque celle-ci est soumise aux forces de mastication. Les empreintes secondaires permettent d'avoir un modelage très précis des surfaces d'appui prothétique assurant ainsi le maintien de la prothèse sur les crêtes édentées.

La rétention doit assurer la permanence de contact entre la prothèse et les tissus. Ce phénomène complexe dépend de trois éléments : l'adhésion, la cohésion et la pression atmosphérique. L'adhésion résulte de la tension superficielle ou attraction existant entre les molécules de deux substances de nature différente. Inversement, la cohésion est la force d'attraction unissant les particules d'un même corps. Ces deux éléments sont simultanés et indissociables. Cette interdépendance est mise en évidence par la formule de STANITZ : $F = 2 C * A / a$ (avec A : surface prothétique ; a : épaisseur du film ; C : tension superficielle de la salive ; F : force nécessaire pour vaincre l'adhésion et la cohésion, afin de séparer la prothèse de la surface d'appui).

La pression atmosphérique intervient dans la rétention de la prothèse possédant un joint périphérique, lorsqu'un déplacement crée un vide relatif entre l'intrados de la prothèse et les tissus de soutien. (LEJOYEUX, 1979)

La rétention des prothèses complètes est un élément important car elle permet d'apporter aux édentés totaux un plus grand confort, une adaptation et un apprentissage plus rapide aux nouvelles conditions relationnelles et fonctionnelles (GOUMY, 1978).

C'est pourquoi ce dernier élément de la Triade de Housset et plus particulièrement l'adhésion est l'élément directeur de notre expérimentation. L'adhésion existe entre la surface muqueuse d'appui, le film salivaire et l'intrados prothétique (PRECKEL et Coll., 1995). L'état de surface de l'intrados prothétique va donc agir sur la rétention des prothèses en bouche.

Le but de notre expérimentation clinique est de suivre l'évolution de l'état de surface d'une résine méthacrylique thermopolymérisée en fonction du traitement par trois produits d'hygiène différents. L'évolution de l'état de surface de cette résine est, dans un premier temps, caractérisée par l'évolution de l'angle de contact d'une goutte de liquide à la surface de l'échantillon de résine méthacrylique. Dans un deuxième temps, à la fin de l'expérimentation, une étude en microscopie électronique à balayage permet d'objectiver la modification de cet état de surface.

2.1.1. Caractérisation énergétique

La mouillabilité correspond à la manière la plus classique de mesurer l'énergie de surface d'un échantillon en résine. Il s'agit d'étudier les interactions entre ce solide et divers liquides. (ATTAL et Coll., 1990).

La mouillabilité d'un solide par un liquide est l'aptitude qu'aura un liquide à occuper la plus grande surface possible lorsqu'on le dépose sur le solide. On quantifie la mouillabilité en mesurant l'angle de contact (θ) d'une goutte de liquide à la surface du solide : c'est la méthode de la goutte dite « sessile » (ATTAL et Coll., 1990 ; BELLESORT, 1997). Selon GOUMY (1978), plus l'angle de contact est petit, meilleure est la mouillabilité.

Notre expérience va consister à mesurer, à l'aide du goniomètre G10 de KRÜSS, les angles de contact de trois gouttes d'eau sur chaque échantillon constitué d'une même résine méthacrylique thermopolymérisée.

Grâce à la valeur des angles de contact, nous pouvons déterminer l'énergie de surface des échantillons en résine et faire une approche de leur potentiel d'adhésion grâce aux équations de YOUNG et DUPRE. (ATTAL et Coll., 1990 ; JARDEL et Coll., 1995)

La relation de YOUNG décrit l'équilibre d'une goutte sur un solide en fonction des trois énergies interfaciales en présence (figure 2.1):

$$\gamma_{SV}^o = \gamma_{SL} + \gamma_{LV}^o \cos \theta \quad (1)$$

Avec :

- γ_{SV}^o = énergie libre de surface du solide ;
- γ_{SL} = énergie interfaciale ;
- γ_{LV}^o = tension superficielle du liquide en équilibre avec sa tension de vapeur ;

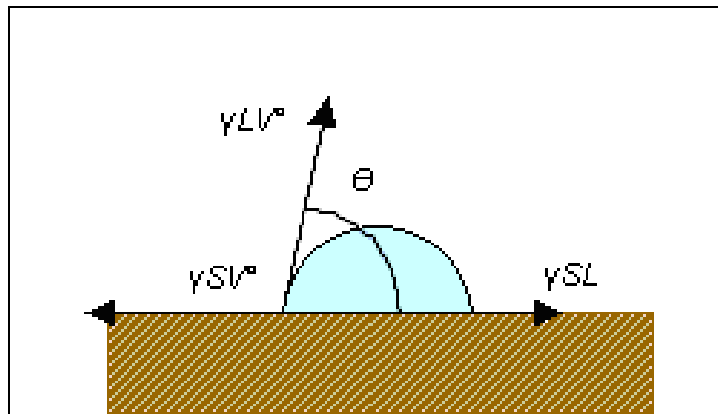


Figure 2.1 Relation de YOUNG. (ATTAL et Coll., 1990)

La relation de DUPRE définit le travail réversible d'adhésion entre un solide et un liquide :

$$W_A = \gamma_{SV}^o + \gamma_{LV}^o - \gamma_{SL} \quad (2)$$

Avec : W_A = travail d'adhésion.

En combinant les équations (1) et (2), nous obtenons :

$$W_A = \gamma_{LV}^o (1 + \cos \theta) + \Pi_e$$

Avec : $\Pi_e = \gamma_{SL} - \gamma_{SV}^\circ$.

Π_e représente la pression d'étalement de la vapeur sur le solide. Ce terme est négligé dans notre expérimentation.

Ainsi, lors de l'expérimentation, nous pouvons déterminer les WA des échantillons en résine grâce à la formule suivante :

$$WA = \gamma_{LV}^\circ (1 + \cos \theta)$$

Avec: $\gamma_{LV}^\circ = 72,6 \text{ mJ/m}^2$ pour l'eau.

Nous pouvons conclure que plus l'angle de contact est petit, plus l'énergie de surface et le potentiel d'adhésion (WA) de la résine méthacrylique thermopolymérisée sont élevés. En pratique clinique, plus le potentiel d'adhésion est élevé meilleure sera la rétention prothétique en bouche.

2.1.2. Caractérisation de surface

La microscopie électronique à balayage permet d'analyser, avec une gamme étendue de grossissements, la surface d'un échantillon en résine en donnant une image tridimensionnelle. Cette image présente :

- Une bonne résolution spatiale.
- Une grande profondeur de champ.
- Un agrandissement élevé. (LE MAY et Coll., 1985 ; DELCROIX, 1991).

Cette analyse optique va permettre de vérifier les résultats que nous allons obtenir lors de la première phase de l'expérimentation. Elle va également fournir des renseignements permettant d'émettre des hypothèses explicatives.

Les mesures de l'angle de contact et l'étude au microscope électronique à balayage vont être réalisées après immersion des échantillons en résine méthacrylique dans différentes solutions :

- Soit dans de l'eau distillée.
- Soit dans une solution de STERADENT® et d'eau distillée.
- Soit dans une solution de POLIDENT COREGA® et d'eau distillée.
- Soit dans une solution de FITTYDENT® et d'eau distillée.

2.2. MATERIELS

2.2.1. Matériaux utilisés

2.2.1.1. Cire à modeler

La cire à modeler ANUTEX®, fabriquée par la société KEMDENT, a été utilisée pour réaliser les maquettes en cire des échantillons.

2.2.1.2. Plâtre

Le plâtre utilisé pour la mise en moufle des maquettes en cire des échantillons est le NOVADUR® commercialisé par la société LAFARGE PRESTIA.

2.2.1.3. Résine méthacrylique thermopolymérisable

La résine utilisée pour la réalisation des échantillons est la résine méthacrylique thermopolymérisable SR IVOCAP® fabriqué par le laboratoire IVOCLAR (Ivoclar Vivadent France, St Jurioz)

2.2.1.3.1. Classification

Cette résine obéit à la classification, selon la norme internationale ISO 1567 : 1995, type I, groupe I, c'est-à-dire polymère à mettre en forme à chaud et constitué par une poudre et un liquide.

2.2.1.3.2. Composition

D'après la fiche technique du produit SR IVOCAP® / laboratoire IVOCLAR (2011), la composition globale de la résine est la suivante :

○ La poudre :

- Le polymère : polyméthylméthacrylate.
- Copolymère.
- Colorant.
- Catalyseur.
- Peroxyde de benzoyle (-de 1%) : constitue l'initiateur de la polymérisation.

- Plastifiants (non spécifiés).
- *Le liquide :*
- Le monomère : méthacrylate de méthyle (50-100%).
- L'agent de réticulation : diméthacrylate d'éthylène (2,5 à 10%).

2.2.1.3.3. Système d'injection SR IVOCAP®

Lors de la confection des prothèses totales avec une méthode conventionnelle, le retrait à la polymérisation auquel est soumis le polyméthacrylate, conduit à de grandes imprécisions d'adaptation. Le système SR IVOCAP® est basé sur un procédé d'injection compensant le retrait à la polymérisation. La polymérisation dirigée, à chaud et à pression constante, est injectée de façon continue ce qui compense le retrait de polymérisation.

D'après la société IVOCAR VIVODENT, les avantages du système SR IVOCAP® sont :

- La polymérisation est dirigée ce qui compense le retrait de prise pendant la procédure.
- Le procédé d'injection continu élimine tout risque de surélévation occlusale.
- La polymérisation à chaud, sous pression constante, se traduit par de très bonnes propriétés physiques du matériau et une homogénéité élevée.
- La base prothétique homogène SR IVOCAP diminue le risque d'éventuelle cassure.
- Aucune erreur de malaxage et de dosage grâce au prédosage en cartouches.
- Le système de cartouche empêche un contact direct de la peau avec le monomère.
- Manipulation aisée.

2.2.1.3.4. Echantillons en résine

La résine SR IVOCAP est utilisée pour la fabrication des échantillons nécessaire à notre expérimentation.

Les échantillons ont la forme d'un parallélépipède rectangle. Les dimensions sont imposées par les normes A.S.T.M. (American Society Testing Materials) et reprises dans l'étude de BROGNIEZ et Coll. (1989) :

- **Longueur = 53.5 +/- 0.2mm.**
- **Largeur = 12.7 +/- 0.05mm.**
- **Epaisseur = 1.9 +/- 0.1mm.**

2.2.2. Matériels utilisés pour la réalisation des échantillons en résine

2.2.2.1. Au cours de l'étape de réalisation des maquettes en cire des échantillons

- 1- Réglette de 0 à 20 cm.
- 2- Cutter.

2.2.2.2. Au cours de l'étape de réalisation des échantillons en résine

- 1- Cartouche prédosée contenant à la fois la poudre et le liquide (20g de polymère et 30ml de monomère).
- 2- Moufle : utilisé couramment en laboratoire de prothèse pour la réalisation des bases de prothèse adjointe.

Il est composé de cinq parties (LEJOYEUX, 1978) :

- Une « partie » : c'est la base dans laquelle les maquettes en cire sont placées.
- Une « contre-partie » : elle est composée d'un anneau qui s'adapte à la « partie ».
- Un couvercle, s'adaptant sur l'ensemble.
- Un système de guidage, assurant la cohésion de la « partie » et de la « contre-partie ».
- Un système de fixation composé par un bride simple : il assure le blocage de l'ensemble.

- 3- Pinceaux.
- 4- Huile de vaseline.
- 5- Récipient contenant de l'eau additionnée de détergent multi-usages FAR® de HEIDIS.
- 6- Récipient contenant de l'eau bouillante.
- 7- Vernis isolant PROTYSOL® fabriqué par le laboratoire VAN DER SMISSEN.
- 8- Presse hydraulique manuelle CUNEO®.

- 9- Autocuiseur à chaleur humide contrôlé par thermostat (de 0°C à 120°C) SR IVOCAP®.
- 10- Pièce à main KAVO® montée sur micromoteur, fraises à résine et fraises à polir KOMET®.
- 11- Taille plâtre MT 2 RENFERT®.
- 12- Papier imperméable de verre CASTO'® au grain 600 commercialisé par CASTORAMA.

2.2.3. Matériels utilisés lors du protocole expérimental

- 1- Huit pots plastiques stériles.
Ils sont utilisés pour stocker les échantillons en résine trempant dans les différentes solutions.
- 2- Quarante fils NICHROMINOX® de 60mm de longueur et de 0,7mm de diamètre servant de moyens de préhension et de fixation des échantillons en résine.
- 3- Eau distillée.
- 4- Comprimés nettoyants STERADENT PURETE ACTIVE® fabriqués par le groupe RECKITT BENCKISER (Numéro des lots : S10474F & S13424S).
D'après la fiche posologique du produit STERADENT PURETE ACTIVE® / RECKITT BENCKISER, les comprimés sont composés de :
 - Bicarbonate de sodium.
 - Acide citrique.
 - Peroxyde de carbonate de sodium.
 - Carbonate de potassium.
 - Carbonate de sodium.
 - PEG-150 (polyéthylène glycol distéarate).
 - Acide malique.
 - PEG-90.
 - Acide sulfamique.
 - Tétraacéthylènediamine (TAED).
 - Arôme.
 - Isethionate de cocoyl de sodium ou isethionate de sodium.
 - Ceteareth-80.
 - CI 73015 ou colorant indigo carmine.

- 5- Comprimés nettoyants POLIDENT COREGA® Anti-bactérien fabriqués par le groupe GLAXOSMITHKLINE (Numéro du lot : 4T11262A).

D'après la fiche posologique du produit POLIDENT COREGA®/ GLAXOSMITHKLINE, les comprimés sont composés de :

- Bicarbonate de sodium.
- Acide citrique.
- Potassium caroate ou potassium monopersulfate.
- Carbonate de sodium.
- Peroxyde de carbonate ou percarbonate de sodium.
- TAED ou tétraacéthylènediamine.
- Sodium benzoate.
- PEG-180 ou polyéthylène glycol stéarate.
- Sodium lauryl sulfoacétate.
- Subtilisine.
- PVP/VA copolymer.
- Arôme.
- CI 42090 ou bleu brillant FCF.
- CI 73015 ou colorant indigo carmine.

- 6- Comprimés nettoyants FITTYDENT® fabriqués par le groupe FITTYDENT INTERNATIONAL GESMBH (Numéro du lot : 50032015)

D'après la fiche posologique du produit FITTYDENT® commercialisé par le laboratoire DECTRAPHARM, les comprimés sont composés de :

- Perborate de sodium.
- Bicarbonate de sodium.
- Potassium monopersulfate.
- Trisodium phosphate.
- PEG-240.
- Acide sulfamique.
- PVP ou polyvinylpyrrolidone.
- TAED ou tétraacéthylènediamine.
- Silice.
- Sodium methyl oleoyl taurate.
- Cellulose.
- Lactose.

- CI 42090 ou bleu brillant FCF.
- Arôme.

7- Balance CS200 de OHAUS précise à 0.1g pour peser les comprimés STERADENT PURETE ACTIVE®, POLIDENT COREGA® Anti-bactérien et FITTYDENT®.

8- COSTAR STRIPETT SEROLOGICAL PIPET® de la société CORNING INCORPORATED : des pipettes stériles de 25ml, 10ml et de 1ml ont été utilisées pour préparer les différentes solutions.

9- Gants pour les manipulations quotidiennes.

10- Chambre chaude pour stabiliser la température des solutions à 35°C (température buccale).

11- Bombe de gaz dépoussiérant INTUIX®.

12- Niveau à bulle.

13- Goniomètre G 10 de KRÜSS.

14- Microscopie électronique à balayage.

2.3. METHODE

2.3.1. Préparation des échantillons en résine

2.3.1.1. Réalisation des maquettes en cire des échantillons

Cinquante maquettes de 53.5 mm * 12.7 mm * 1.9 mm sont découpées dans des plaques de cire à modeler ANUTEX®.

2.3.1.2. Mise en moufle des maquettes en cire

La mise en moufle des maquettes en cire est réalisée par le prothésiste selon la méthode décrite par LEJOYEUX (1978).

On commence par enduire les parois internes du moufle par de la vaseline afin d'assurer ensuite un démoulage plus aisé du plâtre.

Du plâtre MOLDA 3 NORMAL® est coulé à l'intérieur de la « partie » du moufle. Puis, cinq maquettes en cire y sont déposées de telle façon que leurs faces supérieures ne soient pas recouvertes de plâtre.

Lorsque le plâtre contenu dans la « partie » a terminé sa réaction de prise, l'ensemble plâtre-maquettes en cire est plongé pendant 5 minutes dans un bain d'eau additionnée de détergent multi-usages FAR® afin de permettre une séparation aisée des deux parties du moufle ultérieurement.

La « contre-partie » est ensuite ajustée sur la « partie ». Le moufle est rempli de plâtre MOLDA 3 NORMAL® puis fermé avec le couvercle, sans utiliser le système de blocage.

2.3.1.3. Ebouillantage du moufle

Après durcissement du plâtre, le moufle est ouvert et les deux parties sont plongées dans un bain d'eau bouillante pour liquéfier la cire et ne laisser que l'empreinte des maquettes en cire dans le plâtre de chacune des parties. (LEJOYEUX, 1978).

2.3.1.4. Isolation des deux moitiés du moufle

Le prothésiste va appliquer du vernis isolant PROTYSOL® à l'aide d'un pinceau sur la surface du plâtre de la « partie » et de la « contre-partie ». L'intérêt d'utiliser un agent isolant avant le bourrage de la résine est double (LEJOYEUX, 1978 ; MARIANI et Coll., 1978 ; LEINFELDER et LEMONS, 1988) :

- Eviter la pénétration du monomère dans le plâtre du moule, ce qui rendrait impossible la séparation de l'échantillon et du moufle après polymérisation.
- Eviter la pénétration de l'eau du plâtre dans la résine car elle peut avoir de mauvaises conséquences sur la thermopolymérisation de la résine. Pour LEINFELDER et LEMONS (1988), la pénétration de l'eau dans la résine provoquerait un fendillement de la résine.

2.3.1.5. La résine méthacrylique SR IVOCAP®

Les cartouches pré dosées vont être malaxées pendant 5 minutes, de façon intensive dans le CAP VIBRATOR afin de permettre la dissolution complète du polymère dans le monomère et ce, sans risque de pollution extérieure.

Après le malaxage, la cartouche est placée dans le cylindre d'injection. Le méthacrylate de méthyle est injecté dans le moufle sous pression. La pression (6 bars) reste constante pendant toute la polymérisation. De cette façon, de la résine est injectée en permanence tout au long du temps de cuisson. La polymérisation va débiter dans la zone la plus éloignée du canal d'injection et la faire progresser en direction de celui-ci (DUMEIGNIL, 1990).

2.3.1.6. Thermopolymérisation

Les techniques de thermopolymérisation des résines méthacryliques sont nombreuses : bain-marie, vapeur, air sec, induction, infrarouges et microondes.

Le système SR IVOCAP® est une technique utilisant les bains-marie. C'est une technique de mise en œuvre aisée et qui permet un meilleur contrôle de la répartition thermique (SANGUIOLO et Coll., 1980).

Il est important que la prothèse soit complètement injectée avant que ne débute la polymérisation.

Une fois les 5 minutes d'injection initiales écoulées, l'ensemble, sous pression, est plongé dans le bac de polymérisation contenant l'eau bouillante. Après 35 minutes, on procède au refroidissement de l'ensemble dans de l'eau froide pendant 20 minutes. Il est important de maintenir pendant au moins 10 minutes la pression du cylindre pour entraver la formation de tensions internes.

2.3.1.7. Démouflage et finition

Les moufles sont ouverts et les cinquante échantillons en résine en sont retirés.

Les échantillons sont ensuite ébarbés à l'aide d'une fraise à résine montée sur une pièce à main et taillés avec le taille-plâtre.

Ils sont ensuite percés au niveau d'une des extrémités pour pouvoir ensuite les relier à un fil métallique qui servira de préhension lors de l'expérimentation. Ce trou entraîne une augmentation de surface de $4,67 \text{ mm}^2$ ($4,67 = 2\pi r^2 - 1,9 * 2 \pi r$), ce qui représente 0.29% de la surface globale. Cette augmentation a été négligée dans le calcul de la concentration du produit de nettoyage.

On réalise une encoche sur une des faces de chaque échantillon afin de toujours effectuer les mesures de l'angle de contact sur la même face des échantillons.

Enfin, les échantillons sont polis manuellement au papier de verre (grain 600) dans le sens de la longueur pendant 1 minute. Ce polissage est en accord avec l'étude de BROGNIEZ et Coll., (1989).

2.3.1.8. Mesures et sélection des échantillons

Les échantillons sont numérotés de 1 à 50 et vont être ensuite mesurés à l'aide d'un pied à coulisse électronique. Les dimensions sont rapportées dans le tableau 2.1.

Les dimensions des cinquante échantillons ne sont pas identiques. Ces différences peuvent s'expliquer par les variations dimensionnelles de la résine au cours de la thermopolymérisation.

Au final, nous ne retiendrons seulement 40 échantillons respectant strictement les dimensions imposées par les normes A.S.T.M.

Echantillons	DIMENSIONS		
	Longueur (mm) (L)	Largeur (mm) (l)	Hauteur (mm) (h)
Dimensions A.S.T.M.	53,5 +/- 0,2	12,7 +/- 0,05	1,9 +/- 0,1
Echantillon 1	53,5	12,7	1,9
Echantillon 2	53,5	12,75	1,9
Echantillon 3	53,5	12,7	1,9
Echantillon 4	53,5	12,7	1,9
Echantillon 5	53,2	12,7	1,8
Echantillon 6	53,5	12,7	1,9
Echantillon 7	53,5	12,7	1,9
Echantillon 8	53,5	12,65	1,9
Echantillon 9	53,5	12,7	1,9
Echantillon 10	53,5	12,7	1,9
Echantillon 11	53,4	12,7	1,9
Echantillon 12	53,6	12,7	1,9
Echantillon 13	53,4	12,75	1,9
Echantillon 14	53,3	12,7	1,9
Echantillon 15	53,3	12,75	1,9
Echantillon 16	53,5	12,7	1,9
Echantillon 17	53,2	12,6	1,8
Echantillon 18	53,3	12,7	1,9
Echantillon 19	53,5	12,65	1,9
Echantillon 20	53,3	12,55	1,9
Echantillon 21	53,3	12,8	1,8
Echantillon 22	53,5	12,7	1,9
Echantillon 23	53,4	12,5	1,9
Echantillon 24	53,5	12,75	1,9
Echantillon 25	53,5	12,75	1,9
Echantillon 26	53,4	12,7	1,9
Echantillon 27	53,5	12,7	1,9
Echantillon 28	53,5	12,7	1,9
Echantillon 29	53,4	12,7	1,9
Echantillon 30	53,5	12,75	1,9
Echantillon 31	53,3	12,6	1,9
Echantillon 32	53,4	12,7	1,9
Echantillon 33	53,5	12,7	1,9
Echantillon 34	53,5	12,75	1,9
Echantillon 35	53,5	13	1,9
Echantillon 36	53,3	12,75	1,9
Echantillon 37	53,5	12,7	1,8
Echantillon 38	53,1	12,9	2
Echantillon 39	53,5	12,7	1,9
Echantillon 40	53,7	12,7	1,9
Echantillon 41	53,5	12,7	1,9
Echantillon 42	53,5	13	1,9
Echantillon 43	53,3	12,75	1,9
Echantillon 44	53,4	12,7	1,9
Echantillon 45	53,3	12,7	1,9
Echantillon 46	53,5	12,65	1,9
Echantillon 47	53,5	12,75	1,8
Echantillon 48	53,3	12,75	1,9
Echantillon 49	53,4	12,5	1,9
Echantillon 50	53,5	12,7	1,9

Tableau 2.1. Dimensions des cinquante échantillons.

Les échantillons notés en rouge correspondent aux échantillons rejetés pour l'expérience.

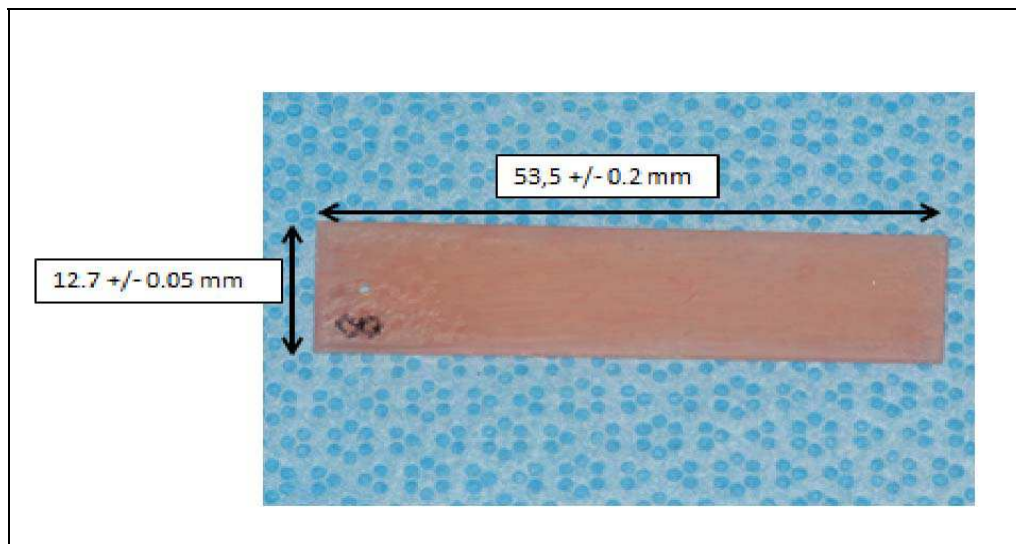


Figure 2.2. Un échantillon en résine méthacrylique thermopolymérisée SR IVOCAP®. (doc V. Lannuzel)

2.3.1.9. Immersion

Avant le début de l'immersion, les 40 échantillons en résine méthacrylique vont être immergés dans de l'eau distillée pendant 48 heures afin de permettre l'élimination du monomère résiduel.

Cette immersion est conseillée par BURDAIRON (1990) afin de stabiliser les variations dimensionnelles de la résine.

OGOLNIK et Coll., (1992) préconisent de conserver la résine dans de l'eau pendant au moins 48 heures pour libérer les contraintes internes et compenser les contractions thermiques (0.65%) du matériau, lors du refroidissement du moufle.

HONOREZ et Coll. (1989) ainsi que NEPPELENBROEK et Coll. (2005) recommandent également de laisser les échantillons en résine polis dans de l'eau distillée. Cette immersion dans l'eau va permettre de libérer le monomère résiduel qui a un rôle plastifiant et donc d'améliorer les propriétés mécaniques de la résine.

2.3.2. Protocole expérimental

Les quarante échantillons en résine retenus pour l'expérimentation clinique sont répartis de façon aléatoire en quatre lots de dix échantillons. Les dix échantillons de chaque lot sont conservés dans deux pots et immergés dans une même solution pendant un temps bien défini (tableau 2.2).

La solution d'immersion est constituée :

- LOT 1 : eau distillée.
- LOT 2 : STERADENT®.
- LOT 3 : POLIDENT COREGA®.
- LOT 4 : FITTYDENT®.

Pour les lots 2, 3 et 4, la concentration en produit a été inspirée de l'étude de BROGNIEZ et Coll. (1989).

Quotidiennement, les échantillons 2, 3 et 4 vont être immergés dans les différentes solutions en suivant les indications des fabricants. Les échantillons du lot 2 vont être trempés pendant 15 minutes dans un bain de STERADENT®. Les échantillons du lot 3 vont être trempés pendant 10 minutes dans un bain de POLIDENT COREGA® et les échantillons du lot 4 dans un bain de FITTYDENT® pendant 5 minutes. Chaque échantillon sera ensuite rincé pendant 1 minute à l'eau claire, avant de les remettre dans leur bain d'eau distillée.

Les échantillons sont ensuite conservés dans de l'eau distillée jusqu'au lendemain à l'intérieur de la chambre chaude à 35°C et ce, jusqu'à la fin de l'expérimentation, soit 12 semaines.

Le protocole expérimental est détaillé avec précision dans le tableau ci-dessous :

		Lot 1 = Témoin	Lot 2 = STERADENT®	Lot 3 = POLIDENT COREGA®	Lot 4 = FITYDENT®
Echantillons	Quantité	10	10	10	10
	Numérotation	De 1 à 10	De 11 à 20	De 21 à 30	De 31 à 40
Solutions		Eau distillée (solutions réparties en 2 pots)	3,16g de STERADENT® + 142,4ml d'eau distillée (solutions réparties en 2 pots)	2,78g de POLIDENT COREGA® + 125,2ml d'eau distillée (solutions réparties en 2 pots)	2,02g de FITYDENT® + 91,0ml d'eau distillée (solutions réparties en 2 pots)
Température des solutions		35°C	35°C	35°C	35°C
Durées d'immersion selon les données du fabricant		permanente	10 minutes	15 minutes	5 minutes
Rinçage après immersion dans les différentes solutions		Aucun	Pendant 1 minute à l'eau distillée	Pendant 1 minute à l'eau distillée	Pendant 1 minute à l'eau distillée
Action mécanique		Aucune	Aucune	Aucune	Aucune
Conservation	Solution	Eau distillée	Eau distillée	Eau distillée	Eau distillée
	Lieu	Chambre chaude à 35°C	Chambre chaude à 35°C	Chambre chaude à 35°C	Chambre chaude à 35°C
Renouvellement des solutions		Quotidienne pendant 12 semaines	Quotidienne pendant 12 semaines	Quotidienne pendant 12 semaines	Quotidienne pendant 12 semaines

Tableau 2.2. Description du protocole expérimental.

Les mesures de l'angle de contact avec le goniomètre sont réalisées avant le début de l'expérimentation (à J0), à 2 semaines, 4 semaines, 6 semaines, 8 semaines, 10 semaines et 12 semaines.

L'analyse de surface au microscope électronique à balayage est réalisée à la fin de l'expérimentation, c'est-à-dire 12 semaines.

2.3.3. Etude de l'état de surface des résines méthacryliques SR IVOCAP®

2.3.3.1. Etude de l'énergie de surface : mesures de l'angle de contact

2.3.3.1.1. Description de l'appareil de mesure de l'angle de contact

Nous utilisons lors de notre expérimentation, un appareil de mesure de l'angle de contact : le goniomètre modèle G10 de KRÜSS.

Le schéma de principe de cet appareil est représenté par la figure 2.3.

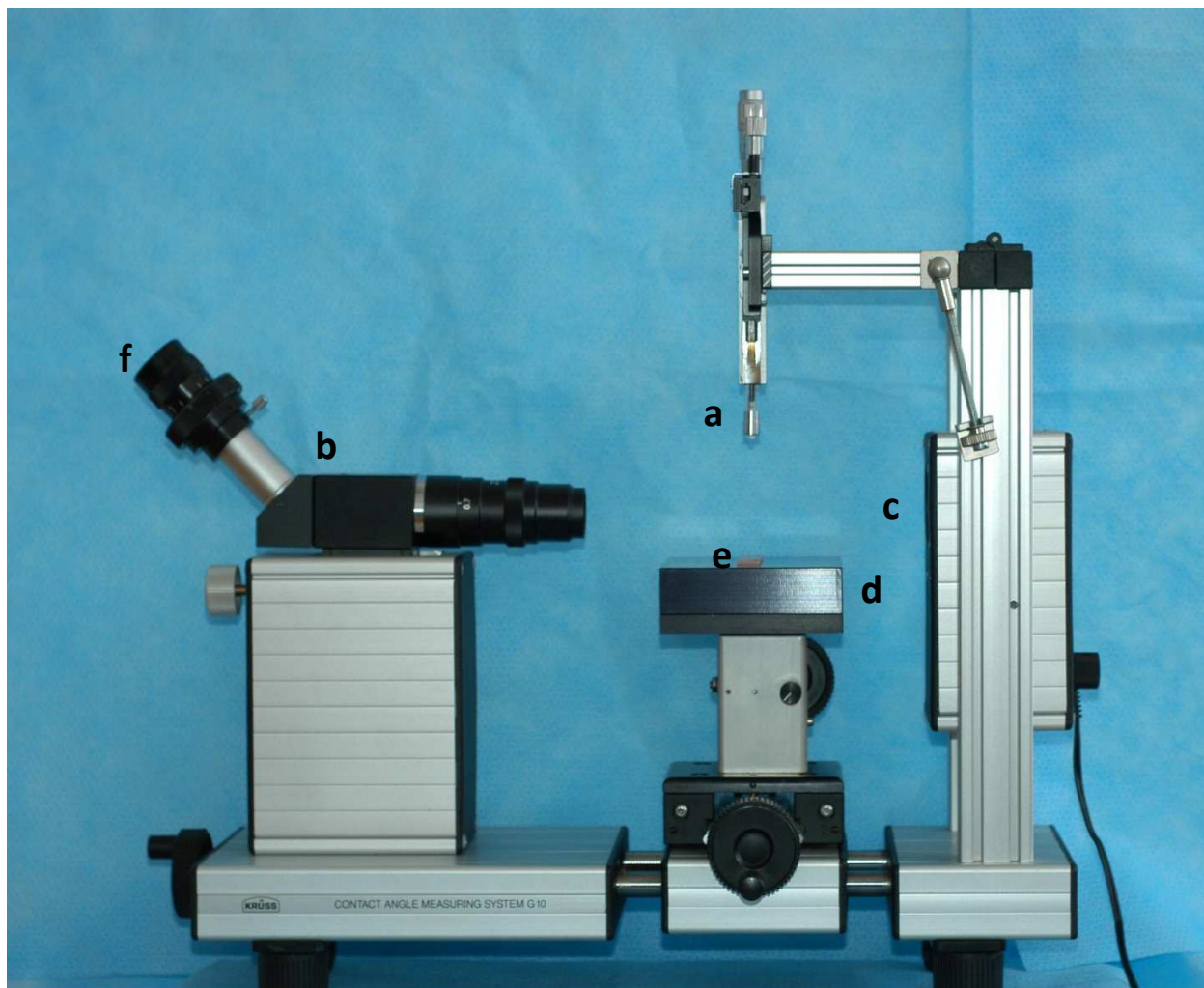


Figure 2.3. Goniomètre G10 de KRÜSS.

- a** : seringue délivrant la goutte calibrée ;
- b** : système de grossissement optique ;
- c** : système d'éclairage ;
- d** : platine ;
- e** : échantillon en résine méthacrylique thermopolymérisée ;
- f** : système de lecture de l'angle de contact.

La platine est réglée à l'horizontal grâce à un niveau à bulle.

Une goutte calibrée d'eau distillée va être déposée par la seringue (a) à la surface de l'échantillon (e). La valeur de l'angle de contact entre la goutte d'eau et la surface de l'échantillon est lue grâce aux systèmes de grossissement et de mesure (b et f).

2.3.3.1.2. Déroulement des mesures

Nous réalisons les mesures de l'angle de contact avec de l'eau distillée. De façon arbitraire, chaque mesure est effectuée à $t = 5$ secondes, c'est-à-dire immédiatement après le dépôt de la goutte d'eau à la surface de l'échantillon en résine.

Le protocole de mesure, utilisé pour l'expérimentation, pour chaque échantillon est le suivant :

- L'échantillon en résine est séché avec une bombe de gaz dépoussiérant INTUIX®.
 - Puis il est placé sur la platine de l'appareil de mesure.
 - La seringue d'eau distillée est située de façon à ce que l'extrémité de l'aiguille délivrant la goutte d'eau calibrée se trouve à 10 mm au-dessus de la surface de l'échantillon.
 - Le chronomètre est déclenché lorsque la goutte tombe à la surface de l'échantillon.
 - A $t = 5$ secondes, la mesure de l'angle de contact est faite.
 - Ensuite l'échantillon est légèrement déplacé sur la platine pour recevoir d'autres gouttes.
- Pour chaque échantillon, 3 gouttes vont être déposées, qui vont chacune générer une mesure d'angle de contact.



Figure 2.4. Goutte en suspension

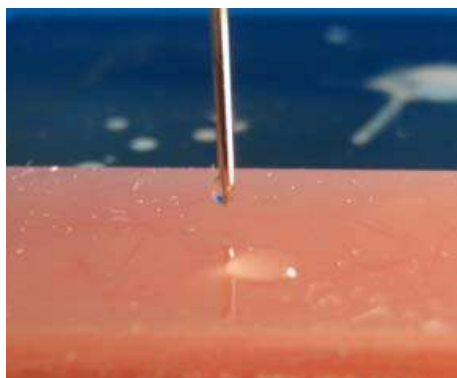


Figure 2.5. Goutte déposée sur l'échantillon

(documents Dr Jardel)

2.3.3.2. Analyse de surface en microscopie électronique à balayage

L'étude au microscope électronique à balayage a été réalisée à 12 semaines, c'est-à-dire à la fin de l'expérimentation et après l'étude de l'énergie de surface.

Cette étude optique a été effectuée par monsieur SINQUIN, au laboratoire de microscopie électronique, situé dans la Faculté des Sciences à Brest.

Dans chaque lot, deux échantillons sont choisis de façon aléatoire afin d'être analysés. Un fragment de 10 mm * 12.7 mm est découpé au sein de chaque échantillon.

Afin de pouvoir observer les échantillons en résine sous microscopie électronique à balayage, il est nécessaire de les préparer suivant un protocole propre à cette technique :

- Avant de commencer l'analyse sous microscopie, il est nécessaire de déshydrater chaque échantillon pendant 48 heures afin d'éviter des nuisances liées à l'évaporation de l'eau lors de l'observation et ainsi compromettre la qualité des clichés photographiques.
- Les échantillons sont ensuite séchés à l'air puis montés sur les porteurs à l'aide d'adhésif au cuivre puis polarisés avec une colle au nickel.
- Enfin, ils sont métallisés dans un métalliseur à anode en or pendant 10 minutes.

Les échantillons sont ainsi prêts pour l'observation sous microscopie électronique à balayage.

Chaque échantillon est examiné sous deux grossissements différents : x400 et x2000. Ce choix est en accord avec l'étude de BROGNIEZ et Coll., 1989. Puis nous avons réalisé pour chaque échantillon quatre clichés. Deux au grossissement x400 et les deux autres au grossissement x2000.

2.4. RESULTATS

2.4.1. Mesures de l'angle de contact et calculs du potentiel d'adhésion

Les études scientifiques (AYME et EMERY, 1989 ; PRECKEL et Coll., 1995) montrent que les valeurs des angles de contact mesurés à la surface des échantillons en résine varient en fonction :

- Du type de résine.
- Du mode de polymérisation de la résine.
- De la technique de mesure de l'angle de contact.
- Du temps à partir duquel est réalisée la mesure de l'angle après le dépôt de la goutte à la surface de l'échantillon.

En 1978, les publications de GOUMY indiquent que la valeur moyenne de l'angle de contact des résines acryliques est de l'ordre de 58°.

Tandis que l'étude de KILANI et Coll., en 1984, dont le protocole utilise également un goniomètre, donne des valeurs de l'angle de contact d'une goutte d'eau distillée sur des éprouvettes en résine thermodurcissables, après 5 minutes, égales à 64°.

MONSENEGO et BASKIN (1989) utilisent un protocole différent dans leur expérimentation. En effet le calcul des angles de contact va se faire sur des bulles d'air dans l'eau. Sur des échantillons, en résine thermopolymérisée, polis ils obtiennent des angles de 78°.

En 1995, l'étude de PRECKEL et Coll., a pour objectif de comparer la mouillabilité de trois résines thermodurcissables polymérisées par des techniques spécifiques : technique ACRON MC®, technique injectée SR IVOCAP®, technique conventionnelle pressée pour la résine SR/360®. Le protocole utilisé dans cette étude permet de mesurer, grâce à un logiciel de traitement d'image, l'angle de contact à partir de photographies. Les valeurs des angles de contact vont être mesurées sur des gouttes d'eau déposées sur des éprouvettes en résine polymérisée selon les trois techniques citées précédemment, en fonction du temps.

Au temps $t = 30$ secondes, les valeurs de l'angle de contact sont de :

- 77° pour la résine SR/360®.
- 64° pour la résine ACRON MC®.
- 73° pour la résine SR IVOCAP®.

Au temps $t = 30$ minutes, les valeurs de l'angle de contact sont de :

- 71° pour la résine SR/360®.
- 57° pour la résine ACRON MC®.
- 69° pour la résine SR IVOCAP®.

D'après les mesures effectuées sur nos quarante échantillons en résine thermopolymérisée SR IVOCAP® du laboratoire IVOCLAR, à $J = 0$, la valeur moyenne de l'angle de contact est de $74,1^\circ$ au temps $t = 5$ secondes.

Pour chaque échantillon en résine, nous avons effectué trois mesures d'angle de contact : θ_1 , θ_2 et θ_3 . Nous avons ensuite calculé la valeur moyenne de ces trois mesures, appelée θ moyen, ainsi que l'écart-type afin de se rendre compte de la dispersion des valeurs des angles de contact autour de la valeur moyenne.

Pour chaque lot d'échantillon en résine, nous avons déterminé :

- La valeur moyenne des angles de contact, appelée θ' moyen.
- Le cosinus de θ' moyen ($\cos \theta'$).
- La valeur du travail d'adhésion (WA), calculée à partir de la formule suivante :

$WA = \gamma_{LV}^\circ (1 + \cos \theta')$ avec $\gamma_{LV}^\circ = 72,6 \text{ mJ/m}^2$ pour l'eau. Cette formule a été expliquée auparavant dans le paragraphe 2.1.1.

Toutes ces mesures et calculs sont réalisés à J0, 2 semaines, 4 semaines, 6 semaines, 8 semaines, 10 semaines, 12 semaines.

Les résultats sont présentés dans les tableaux 2.3 à 2.16.

2.4.1.1. Résultats à J0

LOTS	Echantillons	$\Theta 1$ (°)	$\Theta 2$ (°)	$\Theta 3$ (°)	Ecart type	Θ moyen (°) de l'échantillon	Θ' moyen (°) du Lot
LOT 1 =	ech1	75,00	74,00	74,00	0,58	74,33	
	ech2	74,00	74,00	73,00	0,58	73,66	
LOT TEMOIN	ech3	75,00	74,00	75,00	0,58	74,33	
EAU DISTILLEE	ech4	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
	ech5	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	74,10
	ech6	74,00	73,00	75,00	1,00	74,00	
	ech7	75,00	74,00	74,00	0,58	74,33	
	ech8	75,00	74,00	73,00	1,00	74,00	
	ech9	73,00	74,00	73,00	0,58	73,66	
	ech10	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
LOT 2 =	ech11	74,00	74,00	73,00	0,58	73,66	
	ech12	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech13	73,00	74,00	75,00	1,00	74,00	
LOT	ech14	75,00	74,00	75,00	0,58	74,66	
STERADENT® + EAU DISTILLEE	ech15	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	74,10
	ech16	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech17	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
	ech18	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech19	74,00	73,00	74,00	0,58	73,66	
	ech20	74,00	74,00	75,00	0,58	74,33	
LOT 3 =	ech21	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech22	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
	ech23	74,00	73,00	74,00	0,58	73,66	
LOT	ech24	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
POLIDENT COREGA®+	ech25	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	74,10
	ech26	75,00	74,00	75,00	0,58	74,66	
EAU DISTILLEE	ech27	73,00	74,00	74,00	0,58	73,66	
	ech28	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
	ech29	73,00	74,00	75,00	1,00	74,00	
	ech30	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
LOT 4 =	ech31	73,00	74,00	74,00	0,58	73,66	
	ech32	74,00	74,00	75,00	0,58	74,33	
	ech33	74,00	74,00	75,00	0,58	74,33	
LOT	ech34	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
FITTIDENT + EAU DISTILLEE	ech35	75,00	74,00	74,00	0,58	74,33	74,10
	ech36	73,00	74,00	74,00	0,58	73,66	
	ech37	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech38	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech39	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech40	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	

Tableau 2.3. Valeurs des angles de contact (θ) mesurés à J0 sur les échantillons en résine avec l'eau distillée, à l'aide du goniomètre G10 de KRÜSS, valeurs moyennes des angles de contact (θ moyen et θ' moyen) et valeurs des écart-types.

LOTS	Θ' moyen (°)	Cos θ'	WA (mJ/m ²)
Lot 1	74,10	0,274	92,49
Lot 2	74,10	0,274	92,49
Lot 3	74,10	0,274	92,49
Lot 4	74,10	0,274	92,49

Tableau 2.4. Valeurs moyennes des angles de contact (θ' moyen), et valeurs de Cos θ' et de WA correspondantes à J0.

2.4.1.2. Résultats à 2 semaines

LOTS	Echantillons	θ_1 (°)	θ_2 (°)	θ_3 (°)	Ecart type	θ moyen (°) de l'échantillon	θ' moyen (°) du lot
LOT 1 =	ech1	75,00	74,00	74,00	0,58	74,33	
	ech2	74,00	74,00	73,00	0,58	73,66	
LOT TEMOIN EAU DISTILLEE	ech3	75,00	74,00	75,00	0,58	74,66	
	ech4	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
	ech5	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	74,10
	ech6	74,00	73,00	75,00	1,00	74,00	
	ech7	75,00	74,00	74,00	0,58	74,33	
	ech8	75,00	74,00	73,00	1,00	74,00	
	ech9	73,00	74,00	73,00	0,58	73,33	
	ech10	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
LOT 2 =	ech11	77,00	76,00	77,00	0,58	76,66	
	ech12	77,00	75,00	77,00	1,15	76,33	
LOT STERADENT® + EAU DISTILLEE	ech13	75,00	76,00	77,00	1,00	76,00	
	ech14	75,00	76,00	77,00	1,00	76,00	
	ech15	77,00	77,00	77,00	0,00	77,00	76,10
	ech16	76,00	75,00	76,00	0,58	75,66	
	ech17	75,00	76,00	76,00	0,58	75,66	
	ech18	76,00	75,00	77,00	1,00	76,00	
	ech19	76,00	75,00	77,00	1,00	76,00	
	ech20	75,00	76,00	76,00	0,58	75,66	
LOT 3 =	ech21	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech22	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
LOT POLIDENT COREGA® + EAU DISTILLEE	ech23	74,00	73,00	74,00	0,58	73,66	
	ech24	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech25	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	74,10
	ech26	75,00	74,00	75,00	0,58	74,66	
	ech27	73,00	74,00	74,00	0,58	73,66	
	ech28	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
	ech29	73,00	74,00	75,00	1,00	74,00	
	ech30	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
LOT 4 =	ech31	73,00	74,00	74,00	0,58	73,66	
	ech32	74,00	74,00	75,00	0,58	74,33	
LOT FITTIDENT® + EAU DISTILLEE	ech33	74,00	74,00	75,00	0,58	74,33	
	ech34	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
	ech35	75,00	74,00	74,00	0,58	74,33	74,10
	ech36	73,00	74,00	74,00	0,58	73,66	
	ech37	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech38	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech39	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech40	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	

Tableau 2.5. Valeurs des angles de contact (θ) mesurés à J=2semaines sur les échantillons en résine avec l'eau distillée, à l'aide du goniomètre G10 de KRÜSS, valeurs moyennes des angles de contact (θ moyen et θ' moyen) et valeurs des écart-types.

LOTS	θ' moyen (°)	Cos θ'	WA (mJ/m²)
Lot 1	74,10	0,274	92,49
Lot 2	76,10	0,240	90,02
Lot 3	74,10	0,274	92,49
Lot 4	74,10	0,274	92,49

Tableau 2.6. Valeurs moyennes des angles de contact (θ' moyen), et valeurs de Cos θ' et de WA correspondantes à J=2semaines.

2.4.1.3. Résultats à 4 semaines

LOTS	Echantillons	θ_1 (°)	θ_2 (°)	θ_3 (°)	Ecart type	θ moyen (°) de l'échantillon	θ' moyen (°) du lot
LOT 1 =	ech1	75,00	74,00	74,00	0,58	74,33	
	ech2	74,00	74,00	73,00	0,58	73,66	
LOT TEMOIN EAU DISTILLEE	ech3	75,00	74,00	75,00	0,58	74,66	
	ech4	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
	ech5	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	74,10
	ech6	74,00	73,00	75,00	1,00	74,00	
	ech7	75,00	74,00	74,00	0,58	74,33	
	ech8	75,00	74,00	73,00	1,00	74,00	
	ech9	73,00	74,00	73,00	0,58	73,33	
	ech10	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
LOT 2 =	ech11	77,00	76,00	77,00	0,58	76,66	
	ech12	77,00	76,00	77,00	0,58	76,66	
	ech13	76,00	76,00	77,00	0,58	76,33	
LOT STERADENT® + EAU DISTILLEE	ech14	77,00	76,00	77,00	0,58	76,66	
	ech15	75,00	76,00	77,00	1,00	76,00	76,33
	ech16	77,00	77,00	77,00	0,00	77,00	
	ech17	76,00	76,00	76,00	0,00	76,00	
	ech18	76,00	75,00	77,00	1,00	76,00	
	ech19	76,00	75,00	77,00	1,00	76,00	
	ech20	75,00	76,00	77,00	1,00	76,00	
LOT 3 =	ech21	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech22	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
	ech23	74,00	73,00	74,00	0,58	73,66	
LOT POLIDENT COREGA® + EAU DISTILLEE	ech24	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech25	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	74,10
	ech26	75,00	74,00	75,00	0,58	74,66	
	ech27	73,00	74,00	74,00	0,58	73,66	
	ech28	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
	ech29	73,00	74,00	75,00	1,00	74,00	
	ech30	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
LOT 4 =	ech31	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
	ech32	73,00	74,00	74,00	0,58	73,66	
	ech33	74,00	74,00	75,00	0,58	74,33	
LOT FITTYDENT® + EAU DISTILLEE	ech34	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
	ech35	75,00	74,00	74,00	0,58	74,33	74,10
	ech36	73,00	74,00	74,00	0,58	73,66	
	ech37	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech38	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech39	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech40	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	

Tableau 2.7. Valeurs des angles de contact (θ) mesurés à J=4semaines sur les échantillons en résine avec l'eau distillée, à l'aide du goniomètre G10 de KRÜSS, valeurs moyennes des angles de contact (θ moyen et θ' moyen) et valeurs des écart-types.

LOTS	θ' moyen (°)	Cos θ'	WA (mJ/m ²)
Lot 1	74,10	0,274	92,49
Lot 2	76,33	0,236	89,73
Lot 3	74,10	0,274	92,49
Lot 4	74,10	0,274	92,49

Tableau 2.8. Valeurs moyennes des angles de contact (θ' moyen), et valeurs de Cos θ' et de WA correspondantes à J=4semaines.

2.4.1.4. Résultats à 6 semaines

LOTS	Echantillons	$\Theta 1$ (°)	$\Theta 2$ (°)	$\Theta 3$ (°)	Ecart type	Θ moyen (°) de l'échantillon	Θ' moyen (°) du lot
LOT 1 =	ech1	75,00	74,00	74,00	0,58	74,33	
	ech2	74,00	74,00	73,00	0,58	73,66	
LOT TEMOIN	ech3	75,00	74,00	75,00	0,58	74,66	
EAU DISTILLEE	ech4	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
	ech5	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	74,10
	ech6	74,00	73,00	75,00	1,00	74,00	
	ech7	75,00	74,00	74,00	0,58	74,33	
	ech8	75,00	74,00	73,00	1,00	74,00	
	ech9	73,00	74,00	73,00	0,58	73,33	
	ech10	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
LOT 2 =	ech11	78,00	77,00	79,00	1,00	78,00	
	ech12	78,00	78,00	78,00	0,00	78,00	
	ech13	79,00	78,00	77,00	1,00	78,00	
LOT	ech14	78,00	79,00	77,00	1,00	78,00	
STERADENT®	ech15	78,00	79,00	78,00	0,58	78,33	78,00
+ EAU DISTILLEE	ech16	77,00	77,00	78,00	0,58	77,33	
	ech17	78,00	77,00	79,00	1,00	78,00	
	ech18	78,00	79,00	79,00	0,58	78,66	
	ech19	78,00	78,00	77,00	0,58	77,66	
	ech20	77,00	78,00	79,00	1,00	78,00	
LOT 3 =	ech21	73,00	75,00	74,00	1,00	74,00	
	ech22	75,00	75,00	75,00	0,00	75,00	
	ech23	75,00	74,00	75,00	0,58	74,66	
LOT	ech24	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
POLIDENT COREGA®	ech25	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	74,43
+ EAU DISTILLEE	ech26	75,00	75,00	75,00	0,00	75,00	
	ech27	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech28	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
	ech29	74,00	75,00	75,00	0,58	74,66	
	ech30	75,00	75,00	74,00	0,58	74,66	
LOT 4 =	ech31	73,00	74,00	74,00	0,58	73,66	
	ech32	74,00	74,00	75,00	0,58	74,33	
	ech33	74,00	74,00	75,00	0,58	74,33	
LOT	ech34	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
FITTYDENT® +	ech35	75,00	74,00	74,00	0,58	74,33	74,10
EAU DISTILLEE	ech36	73,00	74,00	74,00	0,58	73,66	
	ech37	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech38	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech39	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech40	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	

Tableau 2.9. Valeurs des angles de contact (θ) mesurés à J=6semaines sur les échantillons en résine avec l'eau distillée, à l'aide du goniomètre G10 de KRÜSS, valeurs moyennes des angles de contact (θ moyen et θ' moyen) et valeurs des écart-types.

LOTS	Θ' moyen (°)	Cos θ'	WA (mJ/m ²)
Lot 1	74,10	0,274	92,49
Lot 2	78,00	0,208	87,70
Lot 3	74,43	0,268	92,06
Lot 4	74,10	0,274	92,49

Tableau 2.10. Valeurs moyennes des angles de contact (θ' moyen), et valeurs de Cos θ' et de WA correspondantes à J=6semaines.

2.4.1.5. Résultats à 8 semaines

LOTS	Echantillons	$\Theta 1$ (°)	$\Theta 2$ (°)	$\Theta 3$ (°)	Ecart type	Θ moyen (°) de l'échantillon	Θ' moyen (°) du lot
LOT 1 =	ech1	75,00	74,00	74,00	0,58	74,33	
	ech2	74,00	74,00	73,00	0,58	73,66	
LOT TEMOIN	ech3	75,00	74,00	75,00	0,58	74,66	
EAU DISTILLEE	ech4	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
	ech5	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	74,10
	ech6	74,00	73,00	75,00	1,00	74,00	
	ech7	75,00	74,00	74,00	0,58	74,33	
	ech8	75,00	74,00	73,00	1,00	74,00	
	ech9	73,00	74,00	73,00	0,58	73,33	
	ech10	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
LOT 2 =	ech11	81,00	81,00	81,00	0,00	81,00	
	ech12	81,00	80,00	81,00	0,58	80,66	
	ech13	79,00	80,00	80,00	0,58	80,66	
LOT	ech14	79,00	80,00	79,00	0,58	79,33	
STERADENT® +	ech15	81,00	80,00	80,00	0,58	80,33	79,83
EAU DISTILLEE	ech16	78,00	79,00	79,00	0,58	78,66	
	ech17	78,00	80,00	79,00	1,00	79,00	
	ech18	79,00	80,00	79,00	0,58	79,66	
	ech19	80,00	81,00	81,00	0,58	80,66	
	ech20	79,00	80,00	80,00	0,58	79,66	
LOT 3 =	ech21	74,00	74,00	75,00	0,58	74,66	
	ech22	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
	ech23	75,00	74,00	75,00	0,58	74,66	
LOT	ech24	74,00	75,00	75,00	0,58	74,66	
POLIDENT COREGA®	ech25	75,00	74,00	75,00	0,58	74,66	74,83
+ EAU DISTILLEE	ech26	75,00	76,00	75,00	0,58	75,33	
	ech27	75,00	75,00	75,00	0,00	75,00	
	ech28	75,00	75,00	75,00	0,00	75,00	
	ech29	75,00	75,00	76,00	0,58	75,33	
	ech30	75,00	75,00	75,00	0,00	75,00	
LOT 4 =	ech31	73,00	74,00	74,00	0,58	73,66	
	ech32	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
	ech33	74,00	74,00	75,00	0,58	74,33	
LOT	ech34	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
FITTIDENT +	ech35	75,00	75,00	74,00	0,58	74,66	74,27
EAU DISTILLEE	ech36	74,00	74,00	75,00	0,58	74,33	
	ech37	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
	ech38	74,00	74,00	75,00	0,58	74,33	
	ech39	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech40	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	

Tableau 2.11. Valeurs des angles de contact (θ) mesurés à J=8semaines sur les échantillons en résine avec l'eau distillée, à l'aide du goniomètre G10 de KRÜSS, valeurs moyennes des angles de contact (θ moyen et θ' moyen) et valeurs des écart-types.

LOTS	Θ' moyen (°)	Cos θ'	WA (mJ/m²)
Lot 1	74,10	0,274	92,49
Lot 2	79,83	0,177	85,45
Lot 3	74,83	0,262	91,62
Lot 4	74,27	0,271	92,27

Tableau 2.12. Valeurs moyennes des angles de contact (θ' moyen), et valeurs de Cos θ' et de WA correspondantes à J=8semaines.

2.4.1.6. Résultats à 10 semaines

LOTS	Echantillons	$\Theta 1$ (°)	$\Theta 2$ (°)	$\Theta 3$ (°)	Ecart type	Θ moyen (°) de l'échantillon	Θ' moyen (°) du lot
LOT 1 =	ech1	75,00	74,00	74,00	0,58	74,33	
	ech2	74,00	74,00	73,00	0,58	73,66	
LOT TEMOIN	ech3	75,00	74,00	75,00	0,58	74,66	
EAU DISTILLEE	ech4	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
	ech5	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	74,10
	ech6	74,00	73,00	75,00	1,00	74,00	
	ech7	75,00	74,00	74,00	0,58	74,33	
	ech8	75,00	74,00	73,00	1,00	74,00	
	ech9	73,00	74,00	73,00	0,58	73,33	
	ech10	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
LOT 2 =	ech11	82,00	81,00	82,00	0,58	81,66	
	ech12	81,00	81,00	82,00	0,58	81,33	
LOT	ech13	80,00	81,00	81,00	0,58	80,66	
STERADENT® +	ech14	80,00	80,00	80,00	0,00	80,00	
EAU DISTILLEE	ech15	82,00	81,00	80,00	1,00	81,00	80,70
	ech16	79,00	80,00	81,00	1,00	80,00	
	ech17	79,00	81,00	80,00	1,00	80,00	
	ech18	80,00	81,00	80,00	0,58	80,33	
	ech19	81,00	82,00	81,00	0,58	81,33	
	ech20	80,00	81,00	81,00	0,58	80,66	
LOT 3 =	ech21	76,00	75,00	75,00	0,58	75,33	
	ech22	75,00	76,00	75,00	0,58	75,33	
LOT	ech23	75,00	75,00	75,00	0,00	75,00	
POLIDENT COREGA®	ech24	75,00	75,00	76,00	0,58	75,33	
+EAU DISTILLEE	ech25	76,00	75,00	76,00	0,58	75,66	75,47
	ech26	76,00	77,00	76,00	0,58	76,33	
	ech27	75,00	75,00	76,00	0,58	75,33	
	ech28	75,00	75,00	76,00	0,58	75,33	
	ech29	75,00	76,00	76,00	0,58	75,66	
	ech30	75,00	75,00	76,00	0,58	75,33	
LOT 4 =	ech31	74,00	74,00	75,00	0,58	74,33	
	ech32	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
LOT	ech33	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
FITTIDENT +	ech34	74,00	75,00	75,00	0,58	74,66	
EAU DISTILLEE	ech35	75,00	75,00	74,00	0,58	74,66	74,37
	ech36	74,00	74,00	75,00	0,58	74,33	
	ech37	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
	ech38	74,00	74,00	75,00	0,58	74,33	
	ech39	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	
	ech40	74,00	75,00	75,00	0,58	74,66	

Tableau 2.13. Valeurs des angles de contact (θ) mesurés à J=10semaines sur les échantillons en résine avec l'eau distillée, à l'aide du goniomètre G10 de KRÜSS, valeurs moyennes des angles de contact (θ moyen et θ' moyen) et valeurs des écart-types.

LOTS	Θ' moyen (°)	Cos θ'	WA (mJ/m²)
Lot 1	74,10	0,274	92,49
Lot 2	80.70	0,162	84.36
Lot 3	75.47	0,251	90.82
Lot 4	74,37	0,269	92,13

Tableau 2.14. Valeurs moyennes des angles de contact (θ' moyen), et valeurs de Cos θ' et de WA correspondantes à J=10semaines.

2.4.1.7. Résultats à 12 semaines (3 mois)

LOTS	Echantillons	Θ_1 (°)	Θ_2 (°)	Θ_3 (°)	Ecart type	Θ moyen (°) de l'échantillon	Θ' moyen (°) du lot
LOT 1 =	ech1	75,00	74,00	74,00	0,58	74,33	
	ech2	74,00	74,00	73,00	0,58	73,66	
LOT TEMOIN	ech3	75,00	74,00	75,00	0,58	74,66	
EAU DISTILLEE	ech4	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
	ech5	74,00	74,00	74,00	0,00	74,00	74,10
	ech6	74,00	73,00	75,00	1,00	74,00	
	ech7	75,00	74,00	74,00	0,58	74,33	
	ech8	75,00	74,00	73,00	1,00	74,00	
	ech9	73,00	74,00	73,00	0,58	73,33	
	ech10	74,00	75,00	74,00	0,58	74,33	
LOT 2 =	ech11	83,00	82,00	83,00	0,58	82,66	
	ech12	83,00	83,00	84,00	0,58	81,33	
LOT	ech13	82,00	83,00	82,00	0,58	82,33	
STERADENT® +	ech14	82,00	82,00	82,00	0,00	82,00	
EAU DISTILLEE	ech15	83,00	82,00	82,00	0,58	82,33	82,53
	ech16	81,00	82,00	83,00	1,00	82,00	
	ech17	81,00	83,00	82,00	1,00	82,00	
	ech18	82,00	83,00	83,00	0,58	82,66	
	ech19	83,00	83,00	83,00	0,00	83,00	
	ech20	82,00	83,00	84,00	1,00	83,00	
LOT 3 =	ech21	77,00	76,00	77,00	0,58	76,66	
	ech22	77,00	77,00	77,00	0,00	77,00	
LOT	ech23	76,00	76,00	77,00	0,58	76,66	
POLIDENT COREGA®	ech24	76,00	77,00	77,00	0,58	76,66	
+EAU DISTILLEE	ech25	77,00	77,00	77,00	0,00	77,00	76,83
	ech26	77,00	78,00	77,00	0,58	77,33	
	ech27	77,00	77,00	78,00	0,58	77,33	
	ech28	76,00	77,00	78,00	1,00	77,00	
	ech29	76,00	77,00	77,00	0,58	76,66	
	ech30	76,00	76,00	77,00	0,58	76,33	
LOT 4 =	ech31	75,00	75,00	76,00	0,58	75,33	
	ech32	75,00	76,00	75,00	0,58	75,33	
LOT	ech33	75,00	76,00	75,00	0,58	75,33	
FITTIDENT +	ech34	75,00	76,00	76,00	0,58	75,66	
EAU DISTILLEE	ech35	76,00	76,00	75,00	0,58	75,66	75,43
	ech36	75,00	75,00	76,00	0,58	75,33	
	ech37	76,00	76,00	75,00	0,58	75,66	
	ech38	75,00	75,00	76,00	0,58	75,33	
	ech39	75,00	75,00	75,00	0,00	75,00	
	ech40	75,00	76,00	76,00	0,58	75,66	

Tableau 2.15. Valeurs des angles de contact (θ) mesurés à J=12semaines sur les échantillons en résine avec l'eau distillée, à l'aide du goniomètre G10 de KRÜSS, valeurs moyennes des angles de contact (θ moyen et θ' moyen) et valeurs des écart-types.

LOTS	Θ' moyen (°)	Cos θ'	WA (mJ/m ²)
Lot 1	74,10	0,274	92,49
Lot 2	82,53	0,130	82,04
Lot 3	76,83	0,228	89,15
Lot 4	75,43	0,252	90,89

Tableau 2.16. Valeurs moyennes des angles de contact (θ' moyen), et valeurs de Cos θ' et de WA correspondantes à J=12semaines.

Les écart-types, calculés précédemment, mesurent la dispersion des valeurs des angles de contact autour de la valeur moyenne. Les valeurs des écart-types sont assez élevées, elles sont comprises entre 0,00 et 1,00 avec des valeurs généralement situées à 0,58. Ceci signifie que les valeurs des angles de contact mesurés sur les échantillons en résine appartenant à un même lot ne sont pas forcément très homogènes entre elles.

2.4.1.8. Evolution de l'angle de contact au cours des 12 semaines

LOTS	J=0	J=2sem	J=4sem	J=6sem	J=8sem	J=10sem	J=12sem
lot 1 : lot TEMOIN	74,10	74,10	74,10	74,10	74,10	74,10	74,10
lot 2 : lot STERADENT®	74,10	76,10	76,33	78,00	79,83	80,7	82,53
lot 3 : lot POLIDENT COREGA®	74,10	74,10	74,10	74,43	74,83	75,46	76,83
lot 4 : lot FITTYDENT ®	74,10	74,10	74,10	74,10	74,26	74,36	75,43

Tableau 2.17. Tableau récapitulatif des angles de contact θ' moyen (en degrés) des 4 lots au cours des 12 semaines d'expérience.

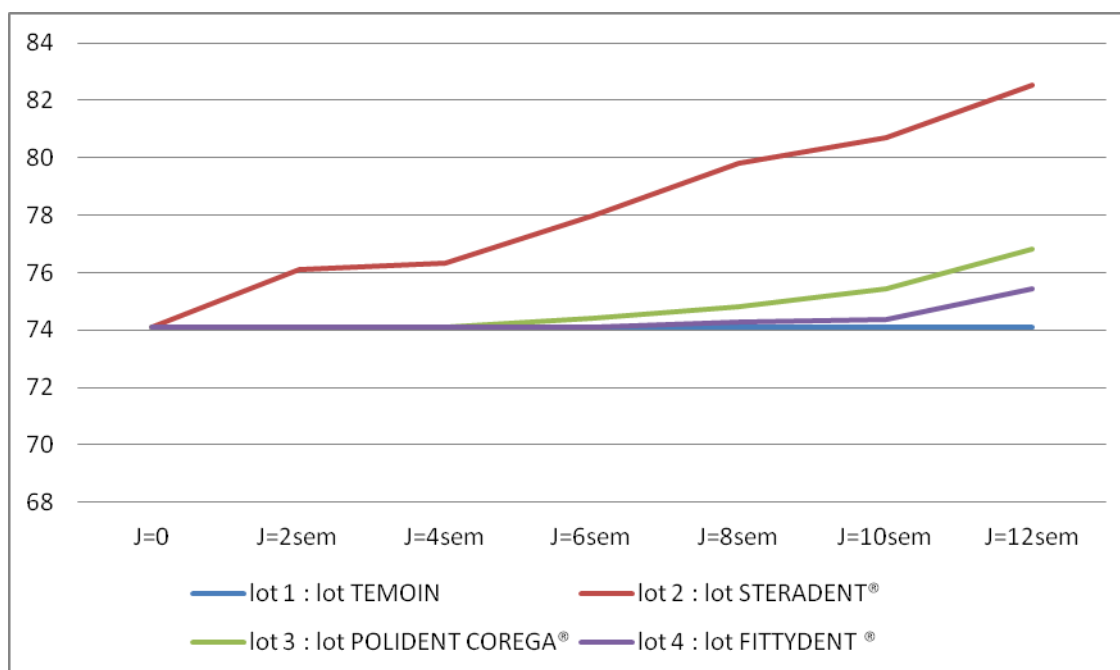


Figure 2.7. Graphique représentant l'évolution de l'angle de contact θ' moyen (en degrés) des échantillons en résine méthacrylique thermopolymérisée en fonction des comprimés de nettoyage prothétique utilisés.

A J0, les valeurs de l'angle de contact θ' moyen sont similaires pour les 4 lots. Au cours de l'expérimentation, ces valeurs, pour le lot 1 (ou lot témoin), ne différencient pas de celles obtenues à J0. Par contre, les valeurs de θ' moyen varient au cours des semaines pour les trois autres lots :

- Elles augmentent de façon importante pour le lot 2 (lot STERADENT®).
- Elles augmentent pour le lot 3 (lot POLIDENT COREGA®).
- Elles augmentent également pour le lot 4 (lot FITTYDENT®) mais très faiblement.

Plus l'angle de contact (θ) est petit, meilleures sont la mouillabilité et le potentiel d'adhésion (WA) (GOUMY, 1978). Ceci se vérifie par nos calculs du travail d'adhésion (WA), présentés dans les tableaux précédents. En effet, lorsque les valeurs de θ' moyen diminuent, celles du potentiel d'adhésion (WA) augmentent.

L'évolution de l'angle de contact (θ' moyen) des échantillons en résine méthacrylique thermopolymérisée en fonction des comprimés de nettoyage prothétique utilisés est représentée dans le graphique ci-dessus (figure 2.7).

2.4.1.9. Evolution du potentiel d'adhésion au cours des 12 semaines

LOTS	J=0	J=2sem	J=4sem	J=6sem	J=8sem	J=10sem	J=12sem
lot 1 : lot TEMOIN	92,49	92,49	92,49	92,49	92,49	92,49	92,49
lot 2 : lot STERADENT®	92,49	90,02	89,73	87,70	85,45	84,36	82,04
lot 3 : lot POLIDENT COREGA®	92,49	92,49	92,49	92,06	91,62	90,82	89,15
lot 4 : lot FITTYDENT ®	92,49	92,49	92,49	92,49	92,27	92,13	90,89

Tableau 2.18. . Tableau récapitulatif du potentiel d'adhésion WA (en mJ/m²) des 4 lots au cours des 12 semaines d'expérience.

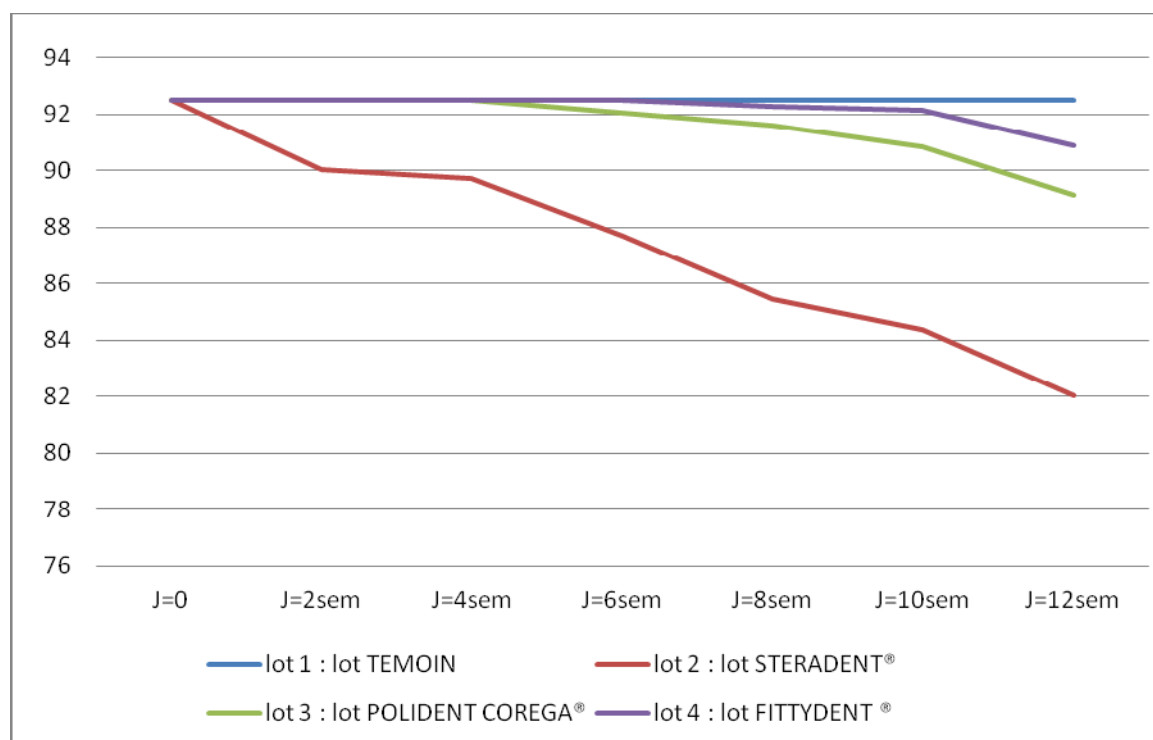


Figure 2.8. Graphique représentant l'évolution du potentiel d'adhésion WA (en mJ/m²) des échantillons en résine méthacrylique thermopolymérisée en fonction des comprimés de nettoyage prothétique utilisés.

A J0, le potentiel d'adhésion est similaire pour les 4 lots. Au cours des semaines, le potentiel d'adhésion du lot témoin (lot 1) ne varie pas. Par contre, les valeurs du potentiel d'adhésion (WA) vont diminuer pour les 3 autres lots d'échantillons dans des proportions différentes. En effet, le potentiel d'adhésion (WA) du lot STERADENT® va diminuer de façon beaucoup plus importante que

pour les lots POLIDENT® et FITTYDENT®. Le potentiel d'adhésion du lot STERADENT® va commencer à diminuer dès la deuxième semaine puis va se stabiliser pour ensuite chuter de façon importante dès la quatrième semaine. Les potentiels d'adhésion des lots POLIDENT® et FITTYDENT® suivent une évolution comparable, ils diminuent doucement au cours des 10 premières semaines et de façon plus importante au cours des deux dernières semaines d'expérience.

L'évolution du potentiel d'adhésion (WA) des échantillons en résine méthacrylique thermopolymérisée en fonction des comprimés de nettoyage prothétique est représentée dans le graphique ci-dessus (figure 2.8).

L'interprétation de l'ensemble de ces résultats est réalisée dans la partie discussion.

2.4.2. Analyse de surface au microscope électronique à balayage

2.4.2.1. Etat de surface d'échantillons du lot 1 (lot témoin) à 12 semaines

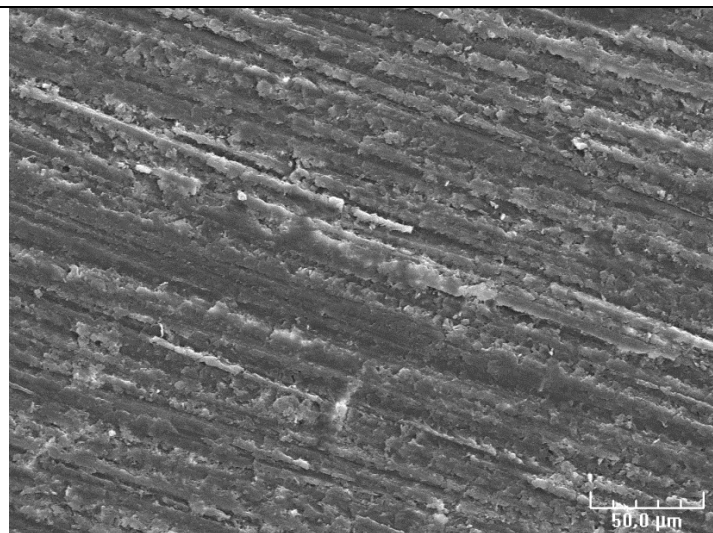


Figure 2.9. Echantillon en résine 1 du lot 1.
Grossissement x 400.

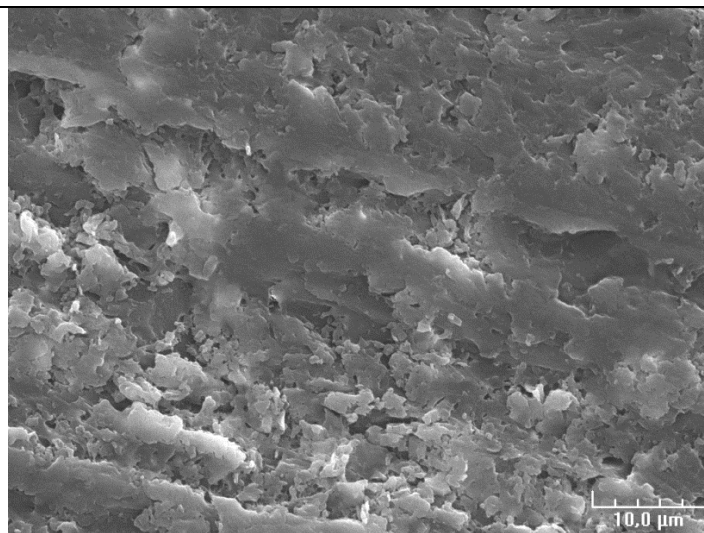


Figure 2.10. Echantillon en résine 1 du lot 1.
Grossissement x2000.

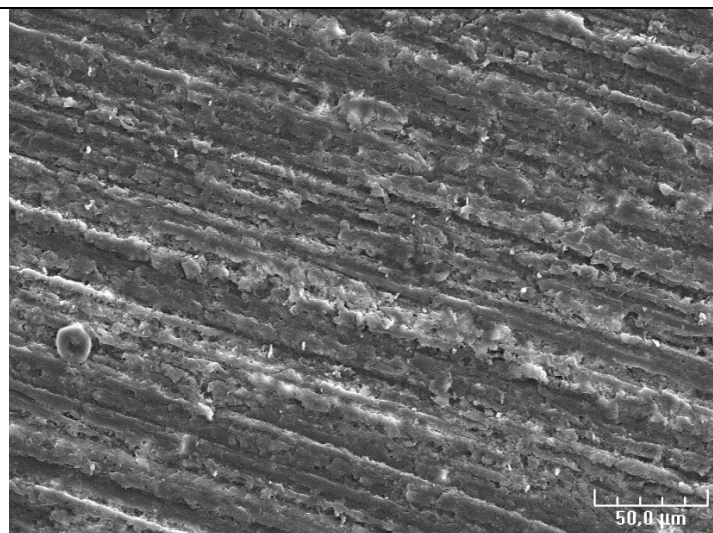


Figure 2.11. Echantillon en résine 2 du lot 1.
Grossissement x400.

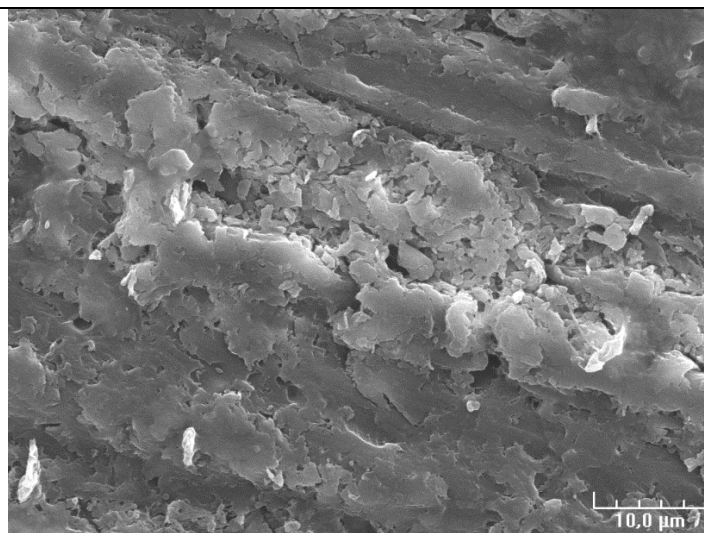


Figure 2.12. Echantillon en résine 2 du lot 1.
Grossissement x2000.

A 12 semaines, les photos des 2 échantillons du lot 1 (figure 2.9 à 2.12) montrent la présence de stries à la surface de ces échantillons. Ces stries sont dues au polissage dans le sens de la longueur avec le papier de verre au grain 600.

2.4.2.2. Etat de surface d'échantillons du lot 2 (lot STERADENT®) à 12 semaines

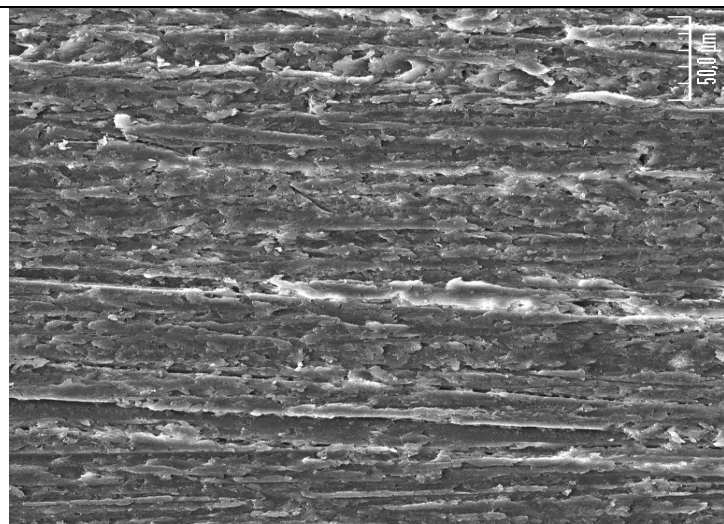


Figure 2.13. Echantillon en résine 1 du lot 2.
Grossissement x400.

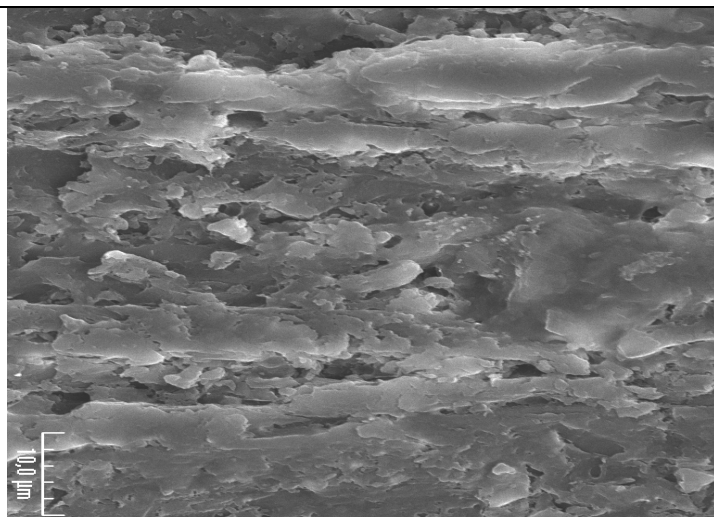


Figure 2.14. Echantillon en résine 1 du lot 2.
Grossissement x2000.

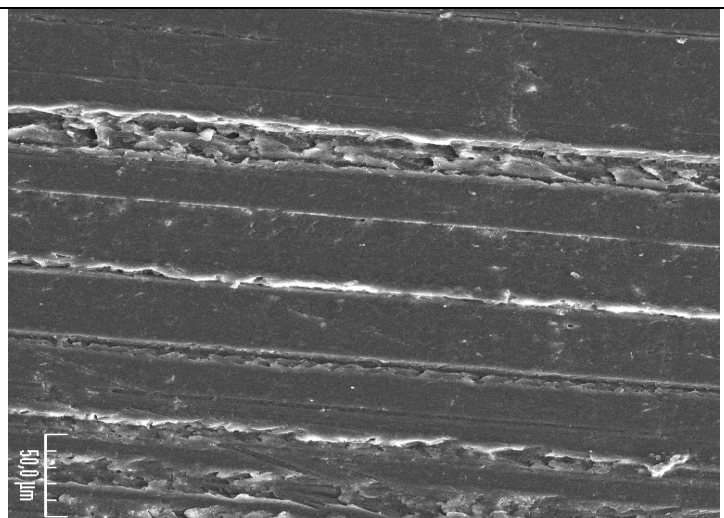


Figure 2.15. Echantillon en résine 2 du lot 2.
Grossissement x400.

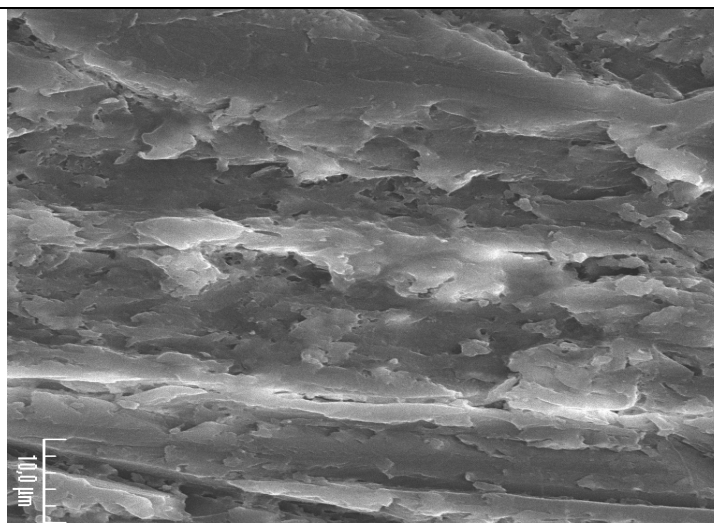


Figure 2.16. Echantillon en résine 2 du lot 2.
Grossissement x2000.

A 12 semaines, nous retrouvons les mêmes stries à la surface des 2 échantillons du lot 2 (figures 2.12 à 2.16). Cependant, ces stries semblent plus nombreuses et plus profondes. Cette modification de surface de ces échantillons en résine est en accord avec l'étude de BROGNIEZ et Coll., 1989. Selon

ces auteurs, ceci résulterait des effets cumulés de l'oxygène libéré et d'une haute alcalinité du STERADENT®.

2.4.2.3. Etat de surface d'échantillons du lot 3 (lot POLIDENT COREGA®) à 12 semaines

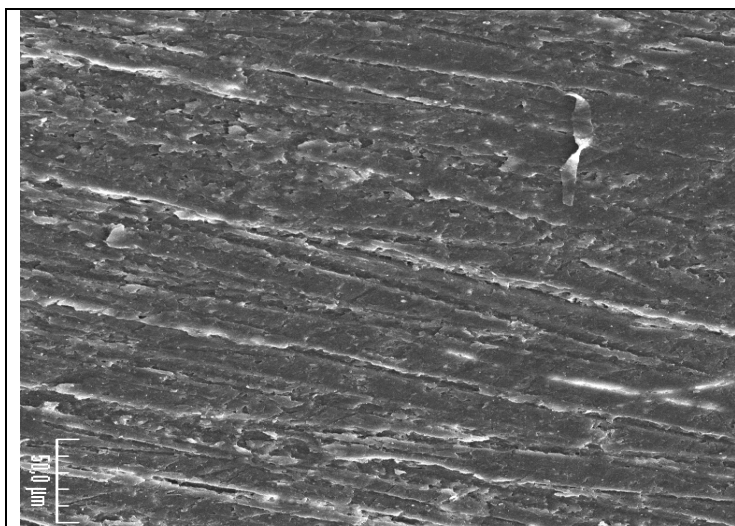


Figure 2.17. Echantillon en résine 1 du lot 3.
Grossissement x400.

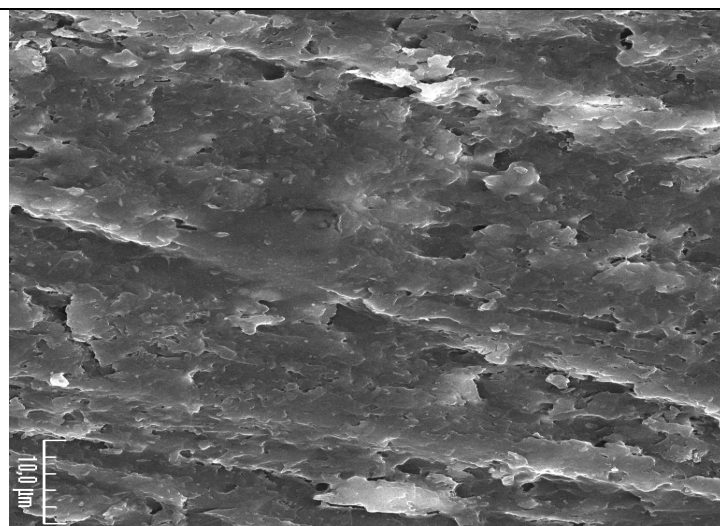


Figure 2.18. Echantillon en résine 1 du lot 3.
Grossissement x2000.

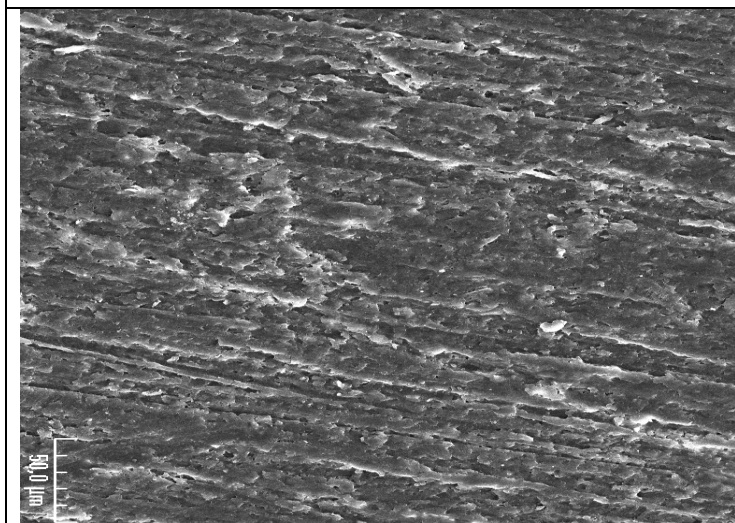


Figure 2.19. Echantillon en résine 2 du lot 3.
Grossissement x400

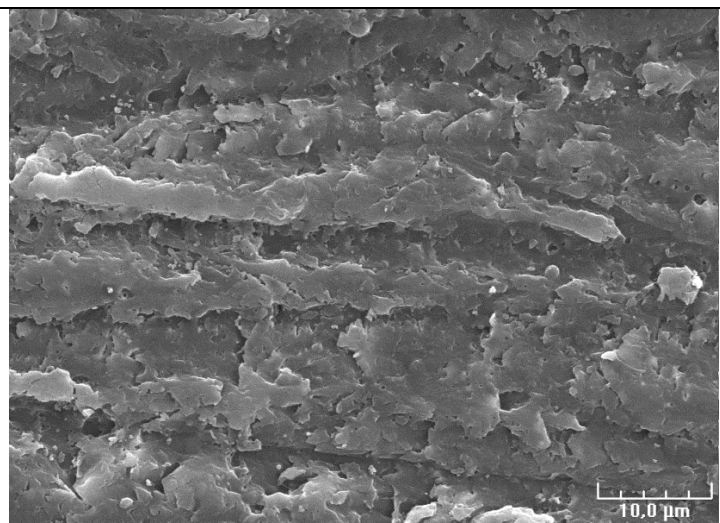


Figure 2.20. Echantillon en résine 2 du lot 3.
Grossissement x2000.

A 12 semaines, sur les photos des 2 échantillons du lot 3 (figures 2.17 à 2.20), nous observons également des stries plus nombreuses et plus profondes que celles observées sur l'échantillon témoin. Ces stries semblent moins marquées que celles observées sur les photos des échantillons du lot 2 ayant

été en contact avec le STERADENT®. Les effets des comprimés POLIDENT COREGA® seraient donc moins abrasifs que ceux des comprimés STERADENT®.

2.4.2.4. Etat de surface d'échantillons du lot 4 (lot FITTYDENT®) à 12 semaines

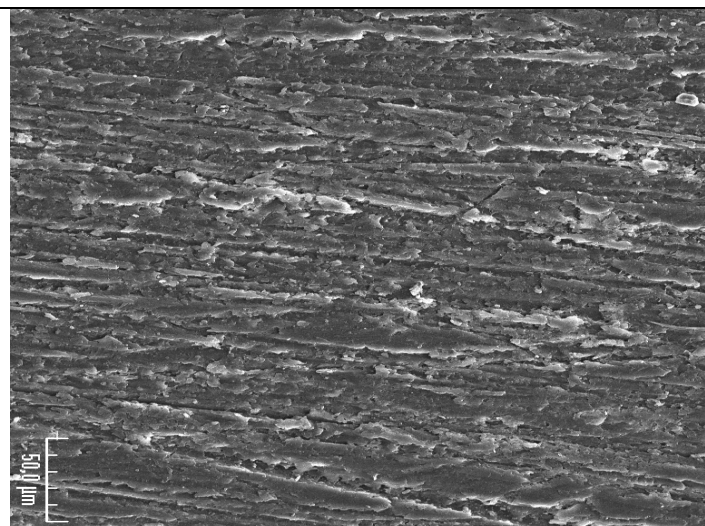


Figure 2.21. Echantillon en résine 1 du lot 4.
Grossissement x400.

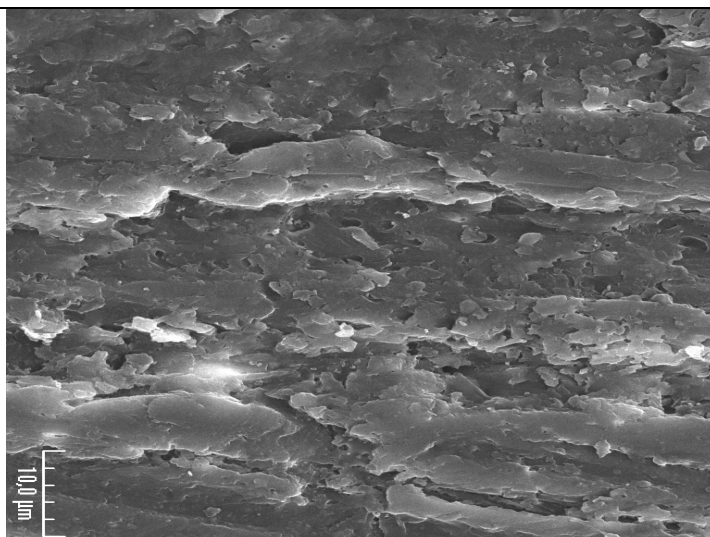


Figure 2.22. Echantillon en résine 1 du lot 4.
Grossissement x2000.

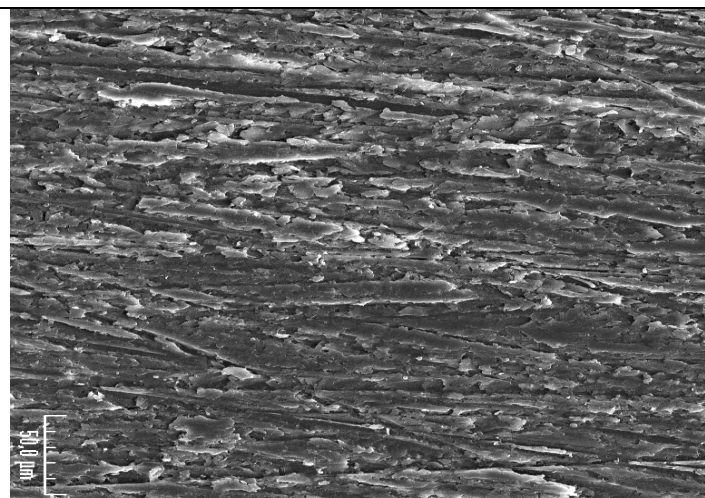


Figure 2.23. Echantillon en résine 2 du lot 4.
Grossissement x400.

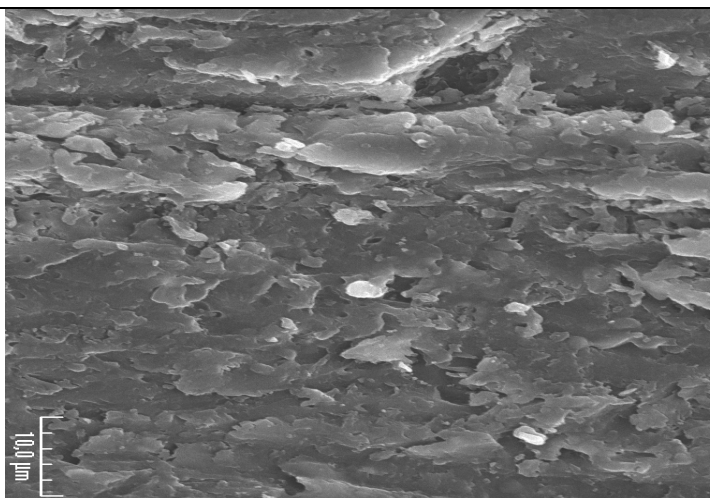


Figure 2.24. Echantillon en résine 2 du lot 4.
Grossissement x2000.

A 12 semaines, les photos des 2 échantillons du lot 4 (figure 2.21 à 2.24.) montrent également des stries correspondant au polissage par le papier à grain 600. Ces stries ne semblent pas plus nombreuses ni plus profondes que celles observées sur les échantillons témoins. A l'observation microscopique des échantillons du lot 4, les comprimés FITTYDENT® ne paraissent pas provoquer d'abrasion de la

résine comme les comprimés STERADENT® et les comprimés POLIDENT COREGA® dans une moindre mesure.

2.5. DISCUSSION

2.5.1. Analyse statistique des résultats de la première étude

Le but de l'analyse statistique est de comparer les valeurs de θ' moyen des lots 2, 3 et 4 par rapport à celles du lot témoin (ou lot 1) afin de déterminer si les différences observées sont significatives.

Nous avons choisi d'effectuer le T-test de STUDENT qui sert à comparer les moyennes et les variances de différents lots ou échantillons. Cet outil d'analyse effectue un test sur deux lots. Ce test suppose que les deux séries de données sont homogènes. Il permettra de déterminer :

- Si les valeurs de θ' moyen du lot 2 et celles du lot témoin sont homogènes ou non.
- Si les valeurs de θ' moyen du lot 3 et celles du lot témoin sont homogènes ou non.
- Si les valeurs de θ' moyen du lot 4 et celles du lot témoin sont homogènes ou non.

Nous formulons par H_0 , l'hypothèse nulle où les valeurs de θ' moyen des lots 2, 3 et 4 sont homogènes à celles du lot témoin. Nous prendrons la décision de retenir H_0 ou non en comparant les valeurs statistiques T à une valeur théorique t lue dans la table de STUDENT.

Si $T < t$, on accepte H_0 .

Si $T \geq t$, on rejette H_0 .

La formule que nous utilisons pour le calcul de la valeur statistique T est la suivante :

$$T = | \text{moyenne}_1 - \text{moyenne}_2 | / S \sqrt{(1/N_1 + 1/N_2)}$$

Avec :

N_1 : échantillon du lot témoin

N_2 : échantillon du lot 2, 3 ou 4

$$S = ((N_1 - 1) v^2_1 + (N_2 - 1) v^2_2) / (N_1 + N_2 - 2)$$

La valeur de t est lue directement dans la table de Student : $t = 2.101$ pour $\alpha = 0.05$

Valeurs statistiques T		J0	2semaines	4semaines	6semaines	8semaines	10semaines	12semaines
	Lot 1 / lot 2	0,00	6,21	7,67	12,28	21,00	22,36	29,92
	Lot 1 / lot 3	0,00	0,00	0,00	1,45	3,02	5,19	10,52
	Lot 1 / lot 4	0,00	0,00	0,00	0,00	0,25	0,64	5,04

Tableau 2.19. Analyse statistique de STUDENT.

On considère que si les valeurs statistiques T sont supérieures à la valeur t, on rejette l'hypothèse nulle H_0 . Dans ce cas, il existe alors une différence significative entre les valeurs des deux échantillons considérés.

CONCLUSIONS significatif / non significatif		J0	2semaines	4semaines	6semaines	8semaines	10semaines	12semaines
	Lot 2 / lot 1	NS	S	S	S	S	S	S
	Lot 3 / lot 1	NS	NS	NS	NS	S	S	S
	Lot 4 / lot 1	NS	NS	NS	NS	NS	NS	S

Tableau 2.20. Conclusions de l'analyse statistique de STUDENT.

A partir des deux tableaux précédents (tableaux 2.19 et 2.20), nous pouvons établir les conclusions suivantes :

- **A J0**, les valeurs statistiques T sont inférieures à la valeur théorique t. L'hypothèse nulle H_0 est acceptée. De ce fait, les valeurs θ' moyen des lots 2, 3 et 4 sont homogènes à celle du lot 1 (= lot témoin) et il n'y a pas de différence entre les différents lots.
- **A 2, 4 et 6 semaines**, les valeurs de θ' moyen des lots 3 et 4 sont homogènes à celle du lot témoin car les valeurs statistiques T sont inférieures à la valeur théorique t. Il n'y a donc pas de différence significative entre les lots 3 et 4 et le lot témoin. Par contre, la valeur statistique du lot 2 est supérieure à la valeur t. Il y a donc une différence significative entre la valeur de θ' moyen du lot 2 et celle du lot témoin. Nous pouvons déduire de ces résultats statistiques que STERADENT® commence à attaquer la résine dès 2 semaines.
- **A 8 et 10 semaines**, la valeur de θ' moyen du lot 4 est homogène à celle du lot témoin car la valeur statistique T est inférieure à la valeur théorique t. Par contre, les autres valeurs théoriques T sont supérieures à la valeur t. Il y a donc une différence significative entre les valeurs de θ' moyen des lots 2 et 3 et celle du lot témoin. Ces

résultats statistiques démontrent donc que POLIDENT COREGA® commence à attaquer la résine à partir de la 8^{ème} semaine d'expérimentation clinique.

- **A 12 semaines**, l'ensemble des valeurs statistiques T sont supérieures à la valeur théorique t. L'hypothèse nulle H_0 est par conséquent rejetée pour tous les lots. Les différences observées entre les valeurs de θ' moyen des lots tests et celle du lot témoin sont donc statistiquement significatives. Ainsi, FITTYDENT® ne commence à attaquer la résine qu'à partir de 12 semaines et STERADENT® et POLIDENT COREGA® continuent à dégrader la résine mais de façon beaucoup plus marquée pour le STERADENT®.

2.5.2. Interprétation des résultats

Les résultats obtenus au cours de l'expérimentation nous permettent de souligner les éléments suivants.

- **STERADENT®** attaque l'état de surface de la résine méthacrylique thermopolymérisée. Ceci est en accord avec le principe de corrosion de la résine étudiée par ROSATO et SCHWARTZ (1968) et avec l'étude de BROGNIEZ et Coll. (1989).
- **POLIDENT COREGA®** entraîne également une altération de la résine mais ceci dans une moindre mesure que le STERADENT®. Le résultat de notre expérimentation est en accord avec l'étude de MURATA et Coll. (2010).
- **FITTYDENT®** provoque également une altération de la résine méthacrylique de méthyle mais ceci qu'à partir de 12 semaines. De plus, d'après les résultats de nos mesures, même à la fin de notre expérimentation, l'attaque est limitée. Il existe très peu d'études sur ce produit à l'heure actuelle pour savoir si nos résultats sont en accord avec d'autres recherches.

Il est nécessaire de préciser quand même que lors de notre expérience nous avons respecté les temps de trempage conseillés par les fabricants des différents produits. En effet, il se peut que ce soit un biais possible de l'expérience du fait notamment que STERADENT®, le produit le plus abrasif, a le temps de trempage le plus important (15minutes) alors que FITTYDENT®, le produit le moins corrosif possède le temps de trempage le plus faible (5minutes).

CONCLUSION

Les résines méthacryliques sont utilisées pour la confection des prothèses adjointes depuis de nombreuses années. En effet, elles présentent de nombreux avantages par rapport aux matériaux employés auparavant. Cependant, la structure de la résine, caractérisée par des porosités et des craquelures de surface, aura une incidence sur l'accumulation et l'adhésion de la plaque microbienne prothétique. Cette colonisation microbienne peut être à l'origine d'altérations de la résine mais également de pathologies de la muqueuse buccale. Il est donc nécessaire, pour le patient d'avoir une bonne hygiène prothétique afin de limiter au maximum les pathologies de la muqueuse buccale.

Afin d'assurer une hygiène correcte de leur prothèse, de nombreuses méthodes s'offrent au patient. Selon BUDTZ-JORGENSEN (1979), le brossage constitue une technique d'hygiène satisfaisante. Mais, d'après GRIMONSTER et BROGNIEZ (1989), MATHIEU et Coll. (1985) ainsi que ROZENCWEIG (1993), il reste insuffisant. Ces auteurs conseillent donc de l'associer avec une solution de nettoyage afin d'effectuer une désinfection correcte de la prothèse. Il existe actuellement plusieurs méthodes chimiques. Selon ROZENCWEIG (1988), la Chlorhexidine est l'agent désinfectant et antiseptique le plus efficace et le mieux adapté pour assurer une hygiène correcte des prothèses. Cependant, d'après les études de POLIZOIS (1983) ainsi que celles de JAGGER et HARRISON (1995), les patients utilisent de préférence les peroxydes alcalins du fait notamment, de leur grande diffusion médiatique. Or, aucune étude clinique n'a encore révélé le pouvoir anti-tartre et un réel pouvoir anti-microbien des peroxydes alcalins. De plus, de nombreuses études scientifiques et cliniques mettent en évidence l'altération des matériaux prothétiques par ces agents nettoyants. ROSATO et SCHWARTZ (1968) expliquent cette dégradation par l'incompatibilité existante entre l'oxygène et les polymères acryliques.

Le but de notre étude expérimentale a été d'étudier l'évolution de l'état de surface d'une résine méthacrylique thermopolymérisée (SR IVOCAP®/ IVOCCLAR) en fonction du produit d'hygiène prothétique utilisé par rapport à de l'eau distillée (STERADENT®, POLIDENT COREGA®, FITTYDENT®) au travers de deux études : mécanique et optique.

A partir de la méthode de la goutte d'eau, évaluant l'énergie de surface des échantillons en résine, nous avons observé une diminution du potentiel d'adhésion des échantillons immergés dans les solutions de STERADENT®, POLIDENT COREGA® et FITTYDENT® mais selon des degrés différents.

L'étude en microscopie électronique à balayage nous a fourni des renseignements permettant d'expliquer les résultats des mesures obtenus au goniomètre. STERADENT® attaque l'état de surface de la résine comme le rapporte la littérature, de même que POLIDENT COREGA® mais à un degré moindre. On a également constaté que FITTYDENT® provoque également une abrasion de la résine mais ceci de façon très limitée.

L'abrasion de la résine méthacrylique des prothèses amovibles va entraîner d'une part l'augmentation de l'adhésion de la plaque bactérienne prothétique du fait d'une rugosité de surface accrue. D'autre part, l'expérience montre une diminution de la mouillabilité des échantillons de résine. De ce fait, les prothèses amovibles nettoyées par ces peroxydes alcalins posséderont une rétention diminuée.

Pour conclure notre thèse, nous pouvons donc dire que l'utilisation des peroxydes alcalins pour le nettoyage prothétique n'est pas la solution adaptée du fait de leurs effets sur le matériau prothétique et l'absence d'efficacité prouvée scientifiquement contre les bactéries et le tartre. Le protocole d'hygiène prothétique proposé par JARDEL et LANNUZEL (2008), après expérimentation clinique, semble le plus adapté. Ils conseillent de faire tremper les prothèses dans une solution de bain de bouche à la chlorhexidine, telle qu'ELUDRIL® (1/3 ELUDRIL® et 2/3 eau), pendant 30 minutes. Ensuite, les prothèses sont rincées à l'eau tout en les brossant avec une brosse INAVA PROTHESE® par exemple.

Cependant, la solution de bain de bouche ne doit pas être utilisée quotidiennement car il crée un film à la surface de l'intrado prothétique qui augmente le potentiel d'adhésion, pouvant être responsable de la formation de crêtes flottantes et/ou d'une résorption osseuse. Il serait ainsi préférable d'utiliser alternativement une autre méthode d'hygiène prothétique comme par exemple, le brossage avec un savon ordinaire (dit « de Marseille ») (GRANT et Coll., 1994 ; SCHOENDORFF et MILLET, 1998 ; DUPUIS, 2005) ou un dentifrice spécifique pour la prothèse, moins abrasif (Corega dentifrice®, Dentoria®) (HÜE et Coll. 2004).

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. ABELSON CD. Denture plaque and denture cleansers. J Prosthet Dent, 1981; 45: 376-379.
2. ABRAMSON AL, EASON RL, PRYOR WH, MESSER EJ. Upper digestive tract burns caused by Denalan denture cleanser powder. Annals of Otology, Rhinology and Laryngology, 1975; 84: 102.
3. ABRAMSON AL. Corrosive injury of the oesophagus. Archives of Otolaryngology, 1978 ; 104 : 514
4. ATTAL JP, EDARD V, DEGRANGE M. Paramètres influençant la fiabilité de la mesure de l'énergie superficielle par mouillabilité. J Biomateriaux Dentaires, 1990 ; 5 : 143-155.
5. AYME JC, EMERY J. L'adhésion, éléments de rétention en prothèse adjointe : étude expérimentale de l'énergie de surface de la résine. Cah. Prothèse, 1989 ; 68 : 110-118.
6. BARCLAY GR, FINLAYSON NDC. Severe oesophageal injury caused by Steradent®. The fellowship of postgraduate medicine, 1985 ; 61 : 335-336.
7. BELLESORT S. Traitement de surface et rétention des prothèses amovibles complètes. Cah. Prothèse, 1997 ; 99 : 50-56.
8. BERTRAND G, BOUQUET P, GUENAND D, PLANTE Y. Tolérance physique des prothèses dentaires amovibles après nettoyage aux ultra-sons. Inform. Dent., 1985 ; 21 : 2129-2144.
9. BRADEN M. The absorption of water by acrylic resins and others materials. J. Prosthet. Dent., 1964; 14: 307-316.
10. BROGNIEZ V, GRIMONSTER J, HONOREZ P, GUILLAUME J, CATALAN A, CONSTENLA A. Corrosion d'une résine acrylique à usage dentaire par un peroxyde alcalin proposé pour son entretien. Cah. Prothèse, 1989 ; 68 : 42-48.
11. BUDTZ-JÖRGENSEN E, LÖE H. Chlorhexidine as a denture disinfectant in the treatment of denture stomatitis. Scand. J. Dent. Res., 1972; 80: 457-464.

12. BUDTZ-JÖRGENSEN E, KELSTRUP J. Enzyme as denture cleansers. *Scand. J. Dent.*, 1977; 85 : 209-215
13. BUDTZ-JÖRGENSEN E, MILTON KNUDSEN A. Chlorhexidine gel and Steradent employed in cleaning dentures. *Acta. Odontol. Scand.*, 1977; 36: 83-87.
14. BUDTZ-JÖRGENSEN E. Materials and methods for cleaning dentures. *J Prosthet Dent*, 1979; 42: 619-623.
15. BUDTZ-JÖRGENSEN E, KELSTRUP J, POULSEN S. Reduction of formation of denture plaque by a protease (ALCALASE®). *Acta. Odontol. Scand.*, 1983; 41: 93-98.
16. BUDTZ-JÖRGENSEN E, CLAVEL R. La prothèse totale. Théorie, pratique et aspects médicaux. Paris, Masson édit., 1995.
17. BURDAIRON G. Abrégé de biomatériaux dentaires. Paris, Masson édit., 1990.
18. CATALAN A. Stomatites associées au port des prothèses dentaires amovibles : étiologies et traitement. *Cah. Prothèse*, 1984 ; 46 : 59-78.
19. CERVANTES GARCIA DE SOUSA F, CACHUTE PARADELLA T. Effect of sodium bicarbonate on *Candida albicans* adherence to thermally activated acrylic resin. *Braz. Oral Res.*, 2009; 23: 381-385.
20. CRUZ PC, ANDRADE IM, PERACINI A, SOUZA-GUGELMIN M-C, SILVA-LOVATO CH, SOUZA R, PARANHOS H. The effectiveness of chemical denture cleansers and ultrasonic device in biofilm removal from complete dentures. *J. Appl. Oral Sci.*, 2011; 19, 6: 668-673.
21. DECHAUME M. Histoire illustrée de l'art dentaire. Paris, Roger Dacosta édit., 1977.
22. DELCROIX P. Etat de surface des résines utilisées en prothèse adjointe. *Cah. Prothèse*, 1991 ; 75 : 71-76.
23. DESAUTELS P, O'BRIEN WJ, RYGE G. Les matériaux dentaires, Précis et guide de choix. St-Jean-sur-Richelieu, Préfontaine inc. édit., 1982.
24. DILEK NALBANT A, KALKANSI A, FILIZ B, KUSTIMUR S. Effectiveness of different cleaning agents against the colonization of *Candida Spp* and the in vitro detection of the adherence of these yeast cells to denture acrylic surfaces. *Yonsei Med J*, 2008; 49, 4 : 647-654.
25. DOGAN A, BEK B, CEVIK NN, USANMAZ A. The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption. *J. Dent.*, 1995 ; 23,5 : 313-318

26. DUMEIGNIL B. Problèmes liés aux polyméthacrylates de méthyle : la solution SR-IVOCAP®. Prothèse Dentaire, 1990 ; 49 : 37-44.
27. DUPUIS V. Diététique, édentation et prothèse amovible. Editions CdP. 2005 : 134.
28. FELIPUCCI DNB, DAVI LR, PARANHOS HFO, BEZZON OL, SILVA RF, PAGNANO VO. Effect of different cleansers on the surface of removable partial denture. Braz. Dent. J., 2011 ; 22,5 : 392-397.
29. FERRAN P, MIQUEL JL, BOUSQUET A, DUBOIS J. Hygiène et prophylaxie en prothèse dentaire complète chez la personne âgée. Inform. Dent., 1984 ; 66 : 1509-1515.
30. FITTYDENT INTERNATIONAL. Notice et fiche posologique du produit FITTYDENT®. France, Eckbolsheim.
31. FRANCK RM, STEVEN P. Transmission electronmicroscopy of plaque accumulations in denture stomatitis. J. Prosthet. Dent., 1985, 53; 115-124.
32. GARCIA RIBEIRO., BLANCA LT. Effects of a denture cleanser on weight, surface roughness, and tensile bond strength of two resilient denture liners. J Prosthet. Dent., 2003; 89: 489-494.
33. GlaxoSmithKline. Notice et fiche posologique du produit POLIDENT COREGA®. France, Marly-le-Roi.
34. GEOFFROY MF. Les intolérances de la muqueuse buccale aux matériaux prothétiques. Thèse Chir. Dent., Nancy, 1980.
35. GOUMY R. Mouillabilité des bases prothétiques. Incidences sur le matériau. L.Q.O.S., 1978 ; 9 : 19-26.
36. GRANT AA, HEATH JR., MC CORD JF. Complete prosthodontics: problems, diagnosis and management. London: Wolfe, 1994: 129-135.
37. GRIMONSTER J, BROGNIEZ V, GRIVEGNEE A, HONOREZ P. Hygiène buccale et prothétique chez les porteurs de prothèse amovible. Rev. Belg. Med. Dent., 1984 ; 39 : 165-174.
38. GRIMONSTER J, BROGNIEZ V. Entretien des prothèses amovibles : revue non exhaustive des méthodes et produits proposés. Actual. Odonto-Stomatol, 1989, 167 : 619-633.
39. HAYWOOD J, WOOD DJ, GILCHRIST A, BASKER RM, WATSON CJ. A comparison of three hard chairside denture reline materials. Parts II. Changes in colour and hardness following immersion in three commonly used denture cleansers. Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent., 2003 ; 11, 4 : 165-169.
40. HIRIGOYEN M. Réactions tissulaires au port des appareils de prothèse dentaire partielle ou totale. Encycl. Méd. Chir., Stomatologie, 23-325-P-10, 1981, 7p.

41. HONOREZ P, CATALAN A, ANGNES U, GRIMONSTER J. The effect of three processing cycles on some physical and chemical properties of a heat-cured acrylic resin. *J. Prosthet. Dent.*, 1989; 61, 4: 510-517.
42. HÛE O, BERTERETCHE MV. Prothèse complète : réalité clinique, solutions thérapeutiques. Quintessence International, 2004 :276.
43. IVOCLAR. Fiche technique du produit SR IVOCAP®. France, Saint-Joriot, 2011.
44. JAGGER DC, HARRISSON A. Denture cleansing – The best approach. *Brit. Dent. J.*, 1995; 178: 413-417.
45. JARDEL V, DEGRANGE M, PICARD B. Adhérence des céramiques et vitrocéramiques dentaires, apports des caractérisations topographiques et énergétiques. *J. Biomat. Dent.*, 1995 ; 10 : 125-139.
46. JARDEL V, LANNUZEL V, DERRIEN G. Etude comparative de trois techniques d'hygiène sur l'état de surface d'une résine méthacrylique thermopolymérisée. *Cah. Prothèse*, 2008 ; 143 : 35-41.
47. KASTNER C, SVARE CW, SCANDRETT FR, KERBER PE, TAYLOR TD, SEMLER HE. Effects of chemical denture cleaners on the flexibility of cast clasps. *J Prosthet. Dent.*, 1983; 50, 4: 473-479.
48. KILANI BH, RETIEF DH, GULDAY MV. Wettability of selected denture base materials. *J. Prosthet. Dent.*, 1984 ; 52 : 288-291.
49. LAVERGNE E. Compte rendu de l'essai en parallèle sur 4 produits nettoyants pour prothèse dentaire. Agen, Laboratoire Ursa, 1978.
50. LE BARS P, AMOURIQ Y, BODIC E, GIUMELLI B. Réactions tissulaires au port des appareils de prothèse dentaire amovible partielle ou totale. *Encycl. Med. Chir., Odontologie*, 23-325-P-10, 2002, 10p.
51. LEINFELDER KF, LEMONS JE. Clinical restorative materials and techniques. Philadelphia, Lea & Febiger, 1988.
52. LEJOYEUX J. Prothèse complète. 3^{ème} édition. Tome 3. Paris, Maloine édit., 1978.
53. LEJOYEUX J. Prothèse complète. 4^{ème} édition. Tome 1. Paris, Maloine édit., 1979.
54. LELUC R. Etude de l'activité bactériostatique et fungistique du BACTIDENT®. Clamart, 1978.

55. LE MAY O, DECOMBAS M, KAQUELLER J-C. Le microscope électronique à balayage en recherche odontologique : principes et techniques de préparation. Actual. Odonto-Stomatol., 1985 ; 151 : 657-672.
56. LUC J, MIROZ C, ROQUES C, DUCANI-FEDERLIN M. Activité bactéricide de bains de bouche contenant 0,10%, 0,12% et 0,20% de digluconate de chlorhexidine. J. Parodontol. Implantol. Orale, 1998 ; 17 : 441-446.
57. MAC AULEY D, O'BRIEN I. Fatal poisoning with denture cleaner. British Med J, 1984; 288: 830.
58. MARIANI P, MIGOZZI J, SOUMEIRE J. La polymérisation des résines acryliques : intérêt de guider le retrait en prothèse totale. Cah. Prothèse, 1978 ; 21 : 77-91.
59. MATHIEU C, ROZENCWEIG D, GOULON C, SCHWARTZBROG L. Etude expérimentale in vivo de l'activité de la chlorhexidine sur les microorganismes des prothèses en résine acrylique. J. Parodontol., 1985 ; 5 : 383-390.
60. MC COURTIE J, MAC FARLANE TW, SAMARANAYAKE LP. Effect of chlorhexidine gluconate on the adherence of candida species to denture acrylic. J. med. Microbial., 1985 ; 20 : 97-104.
61. MONSENEGO G. L'interface mucoprothétique en prothèse adjointe : caractérisation microscopique, physicochimique et microbiologique des polymères acryliques. Thèse de 3^{ème} cycle pour le doctorat en Sciences Odontologiques. Paris 7, 1987.
62. MONSENEGO G. Action de quatre produits antiseptiques pour prothèse amovible sur un Candida albicans. Chir. Dent. de France, 1989 ; 469 : 51-53.
63. MONSENEGO G, BASZKIN A. Complete denture retention. Part II: Wettability studies on various acrylic denture base materials. J. Prosthet. Dent., 1989; 62: 308-312.
64. MURATA H., CHIMORI H, HONG G, HAMADA T, NIKAWA H. Compatibility of tissue conditioners and denture cleansers: Influence on surface conditions. Dental Materials Journal, 2010; 29: 446-453.
65. MURRAT P. L'hygiène en prothèse adjointe partielle. Thèse : Chir. Dent. : Paris V, 1981 : 42-55
66. NEILL D. A study of materials and methods employed in cleaning denture. Brit. Dent. J., 1968; 124: 107-115.
67. NEPPELENBROEK K.H., PAVARINA AC, VERGANI CE, GIAMPAOLO ET. Hardness of heat-polimerized acrylic resins after disinfection and long-term water immersion. J. Prosthet. Dent., 2005 ; 93 : 171-176.
68. OGOLNIK R, DENRY I, PICARD B. Cahiers de biomatériaux dentaires. Vol n°2 : Matériaux organiques, Paris, Masson édité., 1992.

69. PELISSIER A. Bains de bouche. Un chef de file : la chlorhexidine. *Implant Chir. Proth.*, 2003 ; Hors-série : 41-47.
70. PINDBORG J. *Atlas de parodontologie*. Paris, Masson édit., 1995.
71. POLIZOIS GL. Denture cleansing habits. A survey. *Austral. Dent. J.*, 1983 ; vol 28, 3 : 171-173.
72. POUYSSEGUR V, MALHER P. *Odontologie gériatrique : optimiser la prise en charge en cabinet dentaire. Guide clinique*, 2^{ème} édition, CdP édit., 2010 : 202.
73. PRECKEL BE, Lin M, Cerisier P. Etude comparative de la mouillabilité de trois résines thermodurcissables en prothèses adjointes totale. *Cah. Prothèse*, 1995 ; 91 : 88-95.
74. QUELLEN FIELD S. *Ingredients: What's in the Stuff We Buy*. Chicago, Review Press edit., 2003.
75. RECKITT BENCKISER. Notice et fiche posologique du produit STERADENT®. France, Massy, 2004.
76. RENATA CM, RODRIGUES GARCIA PhD, BLANCA LT, OLIVEIRA. Effect of denture cleanser on weight, surface roughness, and tensile bond strength of two resilient denture liners. *J. Prosthet. Dent.*, 2003; 89: 489-494.
77. ROBINSON JG, MC CABE JF, STORER R. The whitening of acrylic dentures: The role of denture cleansers. *Brit. Dent. J.*, 1985; 159: 247-250.
78. ROSATO DV, SCHWARTZ RT. *Environmental effects on polymeries materials*. New York, John Wiley and Sons, edit., 1968.
79. ROZENCWEIG D. *Manuel de prévention dentaire*. Paris, Masson édit., 1988.
80. ROZENCWEIG D. Action de la chlorhexidine sur les micro-organismes fixés sur les prothèses adjointes. *Inform. Dent.*, 1993 ; 10 : 641-645.
81. SANGUIOLO R, MARIANI P, MICHEL JF, SANCHEZ M. Les édentations totales bimaxillaires : formes cliniques, thérapeutiques prothétiques. Paris, Julien prélat édit., 1980.
82. SCHOENDORFF R, MILLET C. Prothèse complete: insertion, conseils, soins ultérieurs. *Encycl. Méd. Chir., Odontologie*, 23-325-G-15, 1998, 8p.
83. SKINNER EW, PHILLIPS RW. *Skinner's science of dental materials*. Philadelphia, Saunders Company (9^{ème} édition), 1991.
84. SMITH DC. The cleansing of dentures. *Dent. Pract. Dent. Rec.*, 1966; 2, 17: 39-43.

85. TAVERNIER JC, GUIVANTE-NABET C, BERENHOLC C. Hygiène bucco-dentaire chez le porteur de prothèses adjointes. Chir. Dent. France, 1993 ; 642 : 40-42.
86. TORRES-ZARAGOZA V. Scientific report. B.V. Bleaching vital, 1987.
87. TROTIGNON JP, VERDU J, DOBACGINSKY A, PIPERAUD M. Matières plastiques : structures-propriétés, mise en œuvre, normalisation. Paris, AFNOR-Nathan édit., 1996.
88. ULUDAMAR A, OZKAN YK, KADIR T, CEYHAN I. In vivo efficacy of alkaline peroxide tablets and mouthwashes on *Candida albicans* in patients with denture stomatitis. J. Appl. Oral Sci., 2010; 18,3 : 291-296.
89. VIDAL J, ALBOUY JG. Le point sur la polymérisation des bases en résine acrylique des prothèses adjointes totales. Question Recherches Odonto-Stomatol., 1987 ; 12 : 81-93.
90. WALTER B. Recherches ultrastructurales sur les stomatites prothétiques. Thèse doctorat d'état d'Odontol., Strasbourg, 1985.
91. WEBB BC, THOMAS CJ, WHITTLE T. A 2 year study of *Candida* associated denture stomatitis treatment in aged care subjects. Gerontology, 2005 ; 22 : 168-176.
92. WILLERSHAUSEN B, CALLAWAY A, ERNST CP, STENDER E. The influence of oral bacteria on the surface of resin based dental restorative materials: an in vitro study. Int. Dent. J., 1999; 49, 4: 231-239.

		N° 29020								
PAVEC Nadège Titre : Influence de trois produits de nettoyage prothétique sur l'état de surface d'une résine méthacrylique Thèse ; Chir. Dent. ; Brest ; 2012 ; (N° 29020)										
<p>RESUME : Actuellement les prothèses amovibles sont principalement constituées de résines méthacryliques. L'inconvénient majeur de ces résines est qu'elles sont poreuses. Cette porosité entraîne une colonisation de la prothèse amovible dès sa mise en bouche. C'est pourquoi le chirurgien-dentiste doit informer son patient, dès la pose de la prothèse en bouche, sur les méthodes d'hygiène prothétique à sa disposition. Les peroxydes alcalins, du fait d'une large diffusion médiateur et d'une manipulation aisée, constituent une méthode d'hygiène très utilisée par les porteurs de prothèse amovibles.</p> <p>Notre expérimentation clinique a consisté à étudier l'influence de trois produits de nettoyage prothétique : le STERADENT®, le POLIDENT COREGA® et le FITTYDENT® sur l'état de surface d'une résine méthacrylique thermo polymérisée et donc sur son potentiel d'adhésion. A l'aide du goniomètre G10 de KRÜSS, nous avons observé une diminution du travail d'adhésion avec l'utilisation du STERADENT®. De même, une diminution a également été observée avec l'utilisation de POLIDENT COREGA® et de FITTYDENT® mais de façon beaucoup moins marquée. Ces mesures ont ensuite été corrélées par une observation en microscopie électronique.</p>										
<u>RUBRIQUE DE CLASSEMENT</u> : PROTHESE DENTAIRE										
<u>MOTS CLES</u> : résine méthacrylique, potentiel d'adhésion, angle de contact, hygiène prothétique, peroxydes alcalins.										
<p><u>JURY</u> :</p> <table border="0"> <tr> <td>Président :</td> <td>Monsieur le Professeur Gérard DERRIEN</td> </tr> <tr> <td>Assesseurs :</td> <td>Monsieur le Docteur Vincent JARDEL</td> </tr> <tr> <td></td> <td>Monsieur le Docteur Hervé FORAY</td> </tr> <tr> <td></td> <td>Monsieur le Docteur Bassem HIJAZI</td> </tr> </table>			Président :	Monsieur le Professeur Gérard DERRIEN	Assesseurs :	Monsieur le Docteur Vincent JARDEL		Monsieur le Docteur Hervé FORAY		Monsieur le Docteur Bassem HIJAZI
Président :	Monsieur le Professeur Gérard DERRIEN									
Assesseurs :	Monsieur le Docteur Vincent JARDEL									
	Monsieur le Docteur Hervé FORAY									
	Monsieur le Docteur Bassem HIJAZI									
<p><u>ADRESSE DE L'AUTEUR</u> :</p> <p>PAVEC Nadège Pennoc'h 29190 PLEYBEN</p>										

